FACULTE DE MEDECINE DE PARIS

Année 1963

137 N°

T H E S E

pour le

D O C T O R A T E N M E D E C I N E

(Diplôme d'Etat)

par

AYRIVIE Jean-Louis

Né le 14 janvier 1936

Externe des Hôpitaux de Paris

Moniteur de Physique à la Faculté de Médecine

Présentée et soutenue publiquement le

CONTRIBUTION A L'ETUDE DES VARIATIONS CORRELATIVES DE LA VISCOSITE, DE LA VITESSE DE SEDIMENTATION ET DE L'AGREGATION DES HEMATIES.

Président : Mr. A. DOGNON, Professeur.

FACULTE DE MEDECINE DE PARIS

Année 1963 N°

T H E S E

pour le

D O C T O R A T E N M E D E C I N E

(Diplôme d'Etat)

par

AYRIVIE Jean-Louis

Né le 14 janvier 1936

Externe des Hôpitaux de Paris

Moniteur de Physique à la Faculté de Médecine

Présentée et soutenue publiquement le

CONTRIBUTION A L'ETUDE DES VARIATIONS CORRELATIVES DE LA VISCOSITE, DE LA VITESSE DE SEDIMENTATION ET DE L'AGREGATION DES HEMATIES.

Président : Mr. A. DOGNON, Professeur.

UNIVERSITEITSBIBLIOTHEEK - LEIDEN -

TABLE DES MATIERES

Pages

INTRODUCTION 6

-I- RAPPEL DE NOTIONS THEORIQUES

A- La Rhéologie du sang

1/ La Rhéologie

Généralités 8

Quelques corps rhéologiques 10

Quelques méthodes d'étude rhéologique:

Le viscomètre à cylindres coaxiaux 12

Le tube capillaire 15

La rhéologie des dispersions 17

Propriétés rhéologiques et structure 19

2/ La Rhéologie du sang

Le sang, liquide complexe 24

Viscosité apparente et contrainte 26

Le seuil de cisaillement 30

Les facteurs intrinsèques de la viscosité apparente 32

B- Vitesse de sédimentation et agrégation réversible des hématies

1/ La vitesse de sédimentation sanguine

La sédimentation du sang 35

Quelques facteurs de la VS 37

2/ L'agrégation réversible des hématies

Agrégation et agglutination des hématies 41

Quelques fqcteurs de l'agrégation 43

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549214_0004

-II- LES METHODES ET LES MOYENS — Pages

A- Mesure du taux d'agrégation des hématies

1/ Principe — 44

2/ Appareillage — 46

3/ Technique de mesure — 48

B- Mesures de la "viscosité apparente" et de la VS

1/ "Viscosité"

Principe et appareillage — 51

Etudes préliminaires — 54

2/ Vitesse de sédimentation — 62

-III- LES MESURES

A- Les conditions de Mesure

1/ Vitesse de sédimentation

2/ Taux d'agrégation des hématies — 63

3/ "Viscosité" sanguine — 64

B- Les résultats — 65

C- Interprétation des résultats

1/ Etude des corrélations — 66

2/ Analyse des résultats — 80

CONCLUSION — 84

PROFESSEURS HONORAIRES:

MM. Alajouanine (T.), Aubin (A.), Bénard (H.), Bulliard (H.), Cadenat (F.), Chabrol (E.), Champy (C.), Debré (R.), Fey (B.), Gastinel (P.), Halphen (E.), Hazard (R.), Heuyer (G.), Lantuejoul (P.), Laroche (G.), Lévy-Solal (E.), Lian (C.), Mathieu (P.), Mocquot (P.), Mondor (H.), Monod (R.), Moreau (R.), Moulonguet (P.), Olivier (E.), Pasteur Valléry-Radot, Petit-Dutaillis (D.), Quénu (J.), Richet (C.), Senèque (J.), Strohl (A.), Tanon (L.).

DOYEN..... Léon BINET
Membre de l'Institut

I°ASSESSEUR..... Jean VERNE
2°ASSESSEUR..... Gaston CORDIER

-I- PROFESSEURS

I° CHAIRES DE SCIENCES FONDAMENTALES

a) Professeurs titulaires:

	MM.
Anatomie.....	DELMAS (A.)
Anatomie pathologique.....	DELARUE (J.)
Anesthésiologie.....	BAUMANN (J.)
Biochimie médicale.....	JAYLE (M.-F.) / SCHAPIRA (G.)
Biologie appliquée à l'Education physique et aux sports.....	CHAILLEY-BERT (P.)
Biologie médicale.....	FAUVERT (R.)
Cancérologie médicale et sociale.....	BERNARD (J.)
Embryologie.....	GIROUD (A.)
Hitoire de la médecine et de la chirurgie(Lariboisière).....	N...
Histologie.....	VERNE (J.)
Hygiène et médecine préventive.....	JOANNON (P.)
Médecine du travail.....	DESOILLE (H.)
Médecine légale.....	PIEDELIEVRE (R.)
Microbiologie (Bactériologie et virologie).....	FASQUELLE (R.)

	MM.
Parasitologie	GALLIARD (H.)
Pathologie chirurgicale	HUGUIER (J.)
Pathologie exotique	LAVIER (G.)
Pathologie expérimentale et comparée	MERKLEN (F.-P.)
Pathologie médicale	MILLIEZ (P.)
Pathologie respiratoire	TURIAF (J.)
Pathologie et thérapeutique générales	BOUDIN (G.)
Pharmacologie	CHEYMOL (J.)
Physiologie	(BINET (L.))BARGETON (D.)
Physiologie et pathologie obstétricale	LEPAGE (F.)
Physique médicale	(DOGNON (A.))DJOURNO (A.)
Radiologie médicale	DESGREZ (H.)
Technique chirurgicale et chirurgie expérimentale	N...
Thérapeutique	CONTE (M.)

b) Professeurs à titre personnel:

Biochimie médicale	(DESGREZ (P.))POLONOVSKI (J.)
Biologie médicale	BOURLIERE (F.)
Embryologie	TUCHMANN (H.)
Hygiène et médecine préventive	DEPARIS (M.)
Parasitologie	BRUMPT (L.-C.)
Pathologie chirurgicale	LAURENCE (G.)
Pharmacologie	LEVY (Melle J.)
Physiologie	PARROT (J.)
Physique médicale	KELLERSHOHN (L.)

2° CHAIRES DE SCIENCES CLINIQUES

a) Professeurs titulaires:

Clinique carcinologique chirurgicale (Necker)	REDON (H.)
Clinique cardiologique (Broussais)	MOUQUIN (M.)
Cliniques chirurgicales:	
(Beaujon	LORTAT-JACOB (J.-L.)
)Cochin	LEGER (L.)
(Hôtel-Dieu	PATEL (J.)
)Pitié	CORDIER (G.)
(Saint-Antoine	GOSSET (J.)
)Salpêtrière	SICARD (A.)
(Tenon	OLIVIER (Cl.)

Clinique de chirurgie infantile et orthopédique(Enfants malades)...	FEVRE (M.)
Clinique chirurgicale orthopédique et réparatrice(Cochin).....	MERLE D'AUBIGNE (R.)
Clinique de chirurgie cardio-vasculaire(Broussais)...	GAUDART d'ALLAINES (F.de)
Clinique de chirurgie pleuro-pulmonaire(Laennec).....	MATHEY (J.)
Clinique endocrinologique(Pitié).....	DECOURT (J.)
Clinique de génétique médicale (Enfants-Malades).....	LAMY (M.)
Clinique gynécologique(Broca).....	FUNCK-BRENTANO (P.)
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques(Saint-Louis).....	DEGOS (R.)
Clinique des maladies des enfants (Enfants-Malades).....	CATHALA (J.)
Clinique des maladies infectieuses (Claude-Bernard).....	MOLLARET (P.)
Clinique des maladies mentales et de l'encéphale(Sainte-Anne).....	DELAY (J.)
Clinique des maladies métaboliques (Necker).....	HAMBURGER (J.)
Clinique des maladies du sang (Broussais).....	MARCHAL (G.)
Clinique des maladies du système nerveux(Salpêtrière).....	CASTAIGNE (P.)
Cliniques médicales:	
(Boucicaut.....	LENEGRE (J.)
)Broussais.....	SOULIE (P.)
(Cochin.....	JUSTIN-BESANCON (L.)
)Cochin.....	BROUET (G.)
(Hôtel-Dieu.....	BARIETY (M.)
)Lariboisiere.....	SEZE (S de)
(Pitié.....	DREYFUS (G.)
)Saint-Antoine.....	KOURILSKY (R.)
Clinique médicale d'hydrologie thérapeutique et climatologie (Bichat).....	DEBRAY (C.)
Clinique médicale propédeutique (Broussais).....	GENNES (L.de)
Clinique médico-sociale du diabète sucré et des maladies de la nutrition(Hôtel-Dieu).....	DEROT (M.)
Clinique de neuro-chirurgie (Pitié).....	DAVID (M.)
Clinique neurologique(Salpêtrière)....	GARCIN (R.)
Cliniques obstétricales:	
(Baudelocque.....	LACOMME (M.)
)Foch(Suresnes).....	MERGER (R.)

	MM.
Clinique obstétricale et gynécologique(Port-Royal).....	VARANGOT (J.)
Clinique ophtalmologique (Hôtel-Dieu).....	RENARD (G.)
Clinique oto-rhino-laryngologique (Lariboisière).....	AUBRY (M.)
Clinique de pédiatrie et de puériculture(Saint-Vincent-de-Paul)	LELONG (M.)
Clinique de pédiatrie sociale (Enfants-Malades).....	MARIE (J.)
Clinique de pneumo-phtisiologie (Laennec).....	BERNARD (E.)
Clinique de neuro-psychiatrie infantile(Salpêtrière).....	MICHAUX (L.)
Clinique de rhumatologie médicale et sociale(Cochin).....	COSTE (F.)
Clinique stomatologique(Pitié).....	DECHAUME (M.)
Clinique thérapeutique chirurgicale (Vaugirard).....	ROUX (M.)
Clinique thérapeutique médicale (Saint-Antoine).....	LEMAIRE (A.)
Clinique toxicologique.....	GAULTIER (M.)
Clinique traumatologique.....	PADOVANI (P.)
Séméiologie médicale.....	DOMART (A.)
Séméiologie et clinique chirurgicales.....	POILLEUX (F.)
Clinique urologique(Necker).....	COUVELAIRE (R.)
Hygiène et clinique de la première enfance(Trousseau).....	TURPIN (R.)

b) Professeurs à titre personnel:

Médecine.....	(BOUR (H.))LHERMITE (F.) (PEQUIGNOT (H.)

-II- PROFESSEURS SANS CHAIRE, PROFESSEURS AGREGES ET ET MAITRES DE CONFERENCES-AGREGES

Anatomie.....	(CABROL (C.))COUINAUD (C.) (GILLOT (C.))OLIVIER (G.)
Anatomie pathologique.....	(GAUTHIER-VILLARS)(Melle P.)pr.s.ch. (ABELANET (R.))BUSSER (F.)

	MM.
Anatomie pathologique(suite).....	(CHOMETTE (G.)
	)GOUYGOU(Ch.)m.conf.
	(NEZELOFF (CH.)
	)ORCEL (L.)
	(PAILLAS (J.)
Anesthésiologie.....	(KERN (E.)
	)VOURC'H (G.)
Bactériologie.....	(BARBIER (P.)
	)CHRISTOL (D.)
	(LE MINOR (L.)
	)TOURNIER (P.)
Biochimie médicale.....	(BAULIEU Et.m.conf.
	)BOURILLON (R.)
	(CARTIER (P.)
	)DREYFUS (J.-CL.)
	(GONNARD (P.)
	)KRUH (J.)
	(JEROME (H.)
Biologie appliquée à l'Education physique et aux Sports.....	PLAS (F.)
Carcinologie.....	(BOIRON (M.)
	)DENOIX (P.)
	(MATHE (G.)
	)SELIGMANN (M.)
Dermato-Syphiligraphie.....	(CIVATTE (J.)
	)DUPERRAT (B.)
Electro-radiologie.....	LEDOUX-LEBARD (G.)
Hématologie.....	(BESSIS (M.)
	)BILSKI-PASQUIER (G.)
	(DAUSSET (J.)
	)DUHAMEL (G.)
Histologie.....	(COUJARD (R.),pr.s.ch.
	)MAROIS (M.)
	(RACADOT (J.)
Hydrologie.....	(BESANCON (F.)
	)CORNET (A.)
Hygiène.....	(BOYER (J.)pr.s.ch.
	)BLANCHER (G.)
	(CORRE-HURST (Mme L.)
	)SAPIN-JALOUSTRE (H.)
Maladies infectieuses.....	(BASTIN (R.)
	)DUPONT (V.)
Médecine légale.....	(DEROBERT (L.),pr.s.
	) ch.
	(FOURNIER (E.)
	)GUENIOT (M.)
	(HADENGUE (A.)
Médecine du travail.....	ALBAHARY (C.)
Neuro-chirurgie.....	PERTUISET (B.)

	MM.
Obstétrique.....	(GRANJON (A.)
	)HERVET (E.)
	(LE LORIER (G.)
	)LEVY (J.)
	(MORIN (P.)
	)MUSSET (R.)
	(ROBEY (M.)
	)SENEZE (J.)
	(SUREAU (C.)
	)THOYER-ROZAT (J,)
Ophtalmologie.....	(BREGEAT (P.)
	)DUBOIS (A.)
	(SARAUX (H.)
Orthopédie.....	(JUDET (R.)
	)MEARY (R.)
	(POSTEL (M.)
	)RAMADIER (J.)
Oto-Rhino-Laryngologie	(DEBAIN (J.)
	)PIALOUX (P.)
Parasitologie.....	(GOLVAN (Y.)
	)LAPIERRE (J.)
Pathologie chirurgicale.....	(BARCAT (J.)
	)BINET (J.P.)
	(CAUCHOIX (J.)
	)CERBONNET (G.)
	(CHATELIN (CL.)
	)DUBOST (Ch.)
	(DUBOST (Cl.)
	)FAUREL (J.)
	(FLAVEAU (F.)
	)GARBAY (M.)
	(GARNIER (H.)
	)GAUDART-D'ALLAINES
	((Cl. de)
	)GERMAIN (A.)
	(LATASTE (J.)
	)LEVEQUE (B.)
	(LOYGUE (J.)
	)MERCADIER (M.)
	(NATALI (J.)
	)PELLERIN (D.)
	(PERROTIN (J.)
	)ROBERT (H.)
	(THOMERET (G.)
Pathologie exotique.....	SCHNEIDER (J.)
Pathologie expérimentale.....	(BENHAMOU (J.P.)
	)BERTHAUX (P.)
	(BOIVIN (P.)
	)CROSNIER (J.)
	(HARTMANN (L.)

	MM.
Pathologie expérimentale(suite).....	(LOEPER (J.)
	)MAURICE (J.)
	(MIKOL (Cl.)
	)RICHET (G.)
Pathologie médicale.....	(AUSSANNAIRE (M.)
	)BOUVIER (J.)
	(BOUVRAIN (Y.)
	)BRICAIRE (H.)
	(BRISSAUD (H.)
	)BROCARD (H.)
	(BUGE (A.)
	)CATINAT (J.)
	(CHRETIEN (J.)
	)COBLENTZ (D.)
	)CONTAMIN (F.)
	(COURY (C.)
	)ETIENNE (J.P.)
	(FREZAL (J.)
	)FRITEL (D.)
	(HENNEQUET (A.)
	)HIMBERT (J.)
	(HOUSSET (E.)
	)LAROCHE (Cl.)
	(LESOBRE (R.)
	)MACREZ (C.)
	(MOREAU (L.)
	)NICK (J.)
	(ROYER (P.)
	)TOURNEUR (R.)
	(WOLFROMM (R.)
Pédiatrie-Puériculture.....	(JOSEPH (R.)
	)LAFOURCADE (J.)
	(LEPERCQ (G.)
	)MANDE (R.)
	(MOZZICONACCI (P.)
	)POLONOVSKI (C.)
	(ROSSIER (A.)
	)VIALATTE (J.)
Pharmacologie.....	(BOISSIER (J.)
	)LECHAT (P.)
Physiologie.....	(BARRES (G.)
	)DEJOURS (P.)
	(DURAND (J.)
	)GIRARD m.conf.
	(HUGELIN (A.)
	)SCHERRER (J.)
Physique médicale.....	(CHANTEUR (J.)
	)GOUGEROT (L.)m.conf. pr.s.ch.

	MM.
Physique médicale(suite).....	(GREMY (F.)m.conf.
	)MILAUD (G.)
	(PELLERIN (P.)
	)ROUCAYROL (J.-Cl.)
	(TUBIANA (M.)m.conf.
Pneumo-Phtisiologie.....	(KREIS (B.)
	)MEYER (A.)
	(RENAULT (P.)
Psychiatrie.....	PICHOT (P.)
Psychiatrie infantile.....	(DENIKER (P.)
	)DUCHE (D.)
	(FLAVIGNY (H.)
	)LAPRESLE (J.)
Rhumatologie.....	DELBARRE (F.)
Stomatologie.....	(CERNEA (P.)
	)CHAPUT (Mme A.)
	(m.c.agr.
	)GRELLET (M.)
Thérapeutique.....	(CHASSAGNE (P.)
	)LAMOTTE (M.)
	(MARCHE (J.)
Urologie.....	(AUVERT (J.)
	)MOULONGUET (A.)
	(QUENU (L.)

-III- PROFESSEURS SANS CHAIRE ET AGREGES CHARGES DE COURS DE CLINIQUE ANNEXE à titre permanent

Anatomie.....	DEBEYRE (J.)
Clinique chirurgicale.....	(ABOULKER (P.)
	)AMFLINE (A.),p.s.ch.
	(VERNE (J.-M.)
Clinique médicale.....	(PERRAULT (M.)
	)RAMBERT (P.)
	(THIEFFRY (S.)
Clinique obstétricale.....	(GRASSET (J.)
	)MAYER (M.)
Clinique ophtalmologique.....	(DESVIGNES (P.)
	)OFFRET (G.)
Clinique oto-rhino-laryngologique.....	MADURO (R.)
Clinique pédiatrique et puériculture.....	LAPLANE (R.)
Clinique psychiatrique.....	BARUQ (H.)
Clinique urologique.....	KUSS (R.)

-IV- PROFESSEURS DETACHES DANS LES UNIVERSITES ETRANGERES

	MM.
Bactériologie.....	HAUDUROY (P.),pr.s.ch.
Pathologie chirurgicale.....	RUDLER (J.),pr.s.ch.

-V- CHARGES DE COURS D'HYGIENE SCOLAIRE ET UNIVERSITAIRE

BOLTANSKI (E.)
LAUNAY (C.)

Secrétaire général de la Faculté.....	M.LENA (J.)
Secrétaire principal.....	Melle CHAINTREUIL(G.)
Conservateur en chef de la Bibliothèque) Conservateur du Musée d'Histoire de la Médecine.....)	M.le Docteur HAHN(A.)
Conservateur.....	Melle DUMAITRE (P.)
Bibliothécaires.....	(Mmes CONTET (J.)) FORGET (F.)
	(Melles LAURENT (H.)) LE NOIR (G.) (QUIEVREUX (E.)

Par délibération en date du 9 décembre I798, l'Ecole a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

A MA FEMME

A MA FILLE

A MES PARENTS

A MES BEAUX-PARENTS

A MA FAMILLE

A TOUS MES AMIS

A MONSIEUR LE PROFESSEUR A.DOGNON

Professeur de Physique Médicale
à la Faculté de Médecine de Paris,

Membre de l'Académie de Médecine,

Officier de la Légion d'Honneur.

Cher Maître,

Vous avez bien voulu accepter la présidence de cette thèse.Par vos conseils éclairés et vos critiques,vous m'avez permis de mener à bien ce travail.Je vous en suis profondément reconnaissant,

et vous prie de croire à ma respectueuse gratitude.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR A.DJOURNO

Professeur à la Faculté de
Médecine de Paris.

En hommage respectueux.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR L.GOUGEROT

Professeur à la Faculté de
Médecine de Paris.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR C.KELLERSHOHN

Professeur à la Faculté de
Médecine de Paris.

A MONSIEUR LE DOCTEUR NGUYEN-NGOC-BICH

Ancien élève de l'Ecole Polytechnique,
Ingénieur civil de l'Ecole Nationale
des Ponts-et-Chaussées,
Assistant au Laboratoire de Physique
de la Faculté de Médecine de Paris.

Vous avez guidé mon étude. Votre
culture si étendue, votre amour
de la recherche m'ont à maintes
reprises passionné.
Je veux tout spécialement vous
remercier et vous exprimer mon
admiration.

A MONSIEUR LE DOCTEUR HUMBERT

Professeur au Collège de Médecine.

Dont l'enseignement quotidien a été si profitable et si complet.
Avec ma sincère gratitude.

A MES MAITRES DES HOPITAUX

A MONSIEUR LE DOCTEUR P.DRUTEL

En remerciement pour les moyens techniques mis à ma disposition.

A MADAME B.CHAMBERT

Ma belle-soeur,

Pour sa précieuse collaboration.

AU LABORATOIRE DE PHYSIQUE MEDICALE

AUX PROFESSEURS

AUX MAITRES DE CONFERENCE

AUX CHEFS DE TRAVAUX PRATIQUES

AUX ASSISTANTS

A TOUT LE PERSONNEL

INTRODUCTION

On sait le rôle que joue la viscosité apparente du sang dans les phénomènes circulatoires, et les facteurs dont elle dépend. Parmi ces derniers, le taux d'agrégation des hématies reste le moins bien connu. Aussi, a-t-il paru intéressant de préciser l'importance de ce facteur qui intervient déjà dans d'autres phénomènes, dont la vitesse de sédimentation sanguine.

Jusqu'à ces derniers temps, on ne disposait pas de moyens pour mesurer le taux d'agrégation des hématies. Ce n'est qu'en 1961 que A.DOGNON, P.SUQUET et NGUYEN-NGOC-BICH ont mis en oeuvre une méthode optique - dont le principe a été indiqué par les deux premiers auteurs - qui a permis de l'apprécier et d'établir sa variation corrélative avec la vitesse de sédimentation.

Continuant et prolongeant ce travail, on a cherché à déterminer la corrélation qui peut exister entre ce taux, mesuré par la méthode optique précitée, et "la viscosité" obtenue au viscosimètre de Hess.

Accessoirement, on a tenu à vérifier la corrélation déjà établie entre la vitesse de sédimentation, donnée par la méthode de Westergreen et le taux d'agrégation.

En cours de travail, pour justifier les conditions précises de mesure au tube de Hess, on a voulu se rendre compte, in vitro, de la manière dont le sang s'écoule dans un tube capillaire de faible diamètre, sous diverses conditions. En particulier, on a fait varier la contrainte jusqu'à des valeurs très faibles non encore utilisées, mais qui peu-

vent parfaitement exister dans les conditions physiologiques.

La présente étude est divisée en trois parties:

- Un bref rappel de notions théoriques relatives à la rhéologie, à la sédimentation et à l'agrégation globulaire du sang.

- Une description des techniques expérimentales, de l'appareillage utilisé, des études préliminaires entreprises.

- Un exposé des conditions de mesure, des résultats obtenus, de leur interprétation, et enfin en conclusion, des renseignements que l'on peut tirer d'une telle expérimentation.

- I - RAPPEL DE NOTIONS THEORIQUES

A - LA RHEOLOGIE DU SANG.

I/ La Rhéologie est le chapitre de la physique qui étudie la déformation et l'écoulement des corps sous l'influence des contraintes qui leur sont appliquées.*

a) Sous son aspect théorique, elle peut être considérée comme un pont entre la théorie de l'élasticité et celle de l'hydrodynamique. Sous son aspect expérimental, elle consiste à déterminer qualitativement, puis quantitativement, sur les corps réels, les déformations élastiques instantanées et retardées, permanentes, visqueuses et plastiques, sous l'action de sollicitations d'amplitudes et de fréquences diverses.

Un troisième aspect de la rhéologie, enfin, est lié à la structure de la matière dans laquelle elle recherche les causes profondes des faits qu'elle observe.

Le sang peut être considéré du point de vue physique comme une suspension concentrée très complexe de particules de grosseurs diverses, pouvant interagir entre elles.

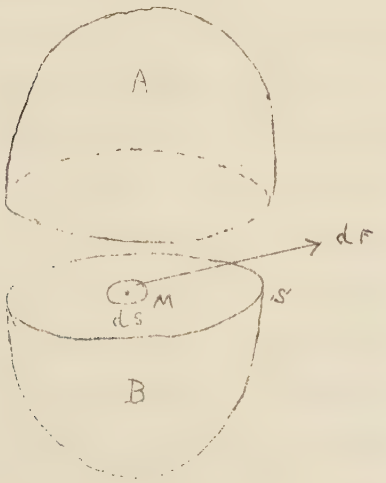
* Note: Les principaux éléments de ce chapitre sont tirés de "l'introduction à l'étude de la Rhéologie", ouvrage d'un groupe d'auteurs, publié sous la direction de B.PERSOZ à la librairie Dunod. Paris 1960.

Son étude relève de ce fait de la rhéologie et plus précisement de la rhéologie des suspensions et des émulsions, plutôt que de l'hydrodynamique qui ne s'intéresse qu'à une certaine catégorie de liquides homogènes.

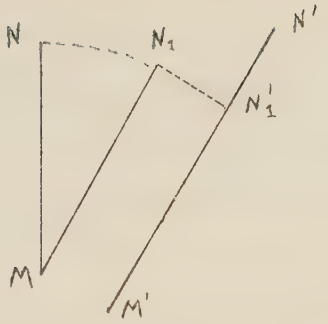
Cette étude fait appel à un certain nombre de notions que nous allons essayer de définir.

Lorsqu'on laisse pendant très longtemps un corps solide ou liquide au repos, sans lui faire subir aucune force de la part de l'extérieur, ses dimensions après avoir tendu vers une certaine limite, ne varient pratiquement plus. Si nous exerçons des forces sur sa face externe, on dit alors que le corps est sollicité et que les forces qui s'exercent sur lui sont des sollicitations. On convient d'appeler aussi sollicitations, par extension, les forces telles que la pesanteur et l'inertie, qui s'exercent sur les éléments intérieurs du corps, dans certaines conditions expérimentales.

Par la pensée, coupons le corps en deux parties A et B par une surface S. La partie B, par exemple, exerce sur A une infinité de petites forces. Soit dF la résultante de telles petites forces qui s'exercent sur l'élément d'aire dS entourant un point M donné de la surface S. On appelle contrainte en M, la limite que prend le rapport dF/dS lorsque l'aire dS tend vers zéro. La contrainte σ est homogène à une pression.



On dit qu'un corps se déforme lorsque ses dimensions changent. Soient M et N deux éléments matériels du corps avant sa déformation, qui viennent occuper après application des sollicitations, la position M'N'. La déformation du petit ensemble MN peut se décomposer en une rotation qui amène N en N_1, un



glissement NN'_1 qui l'amène ensuite en N'_1 et une dilatation linéaire qui le fait venir en N'.

Dans le cas de cette dilatation linéaire par exemple, la déformation ε s'exprime par le rapport de la variation de la longueur MN, soit $N'_1 N'$ à sa longueur initiale:

$$\varepsilon = \frac{N'_1 N'}{M N}$$

Elle a les dimensions d'un nombre pur. Sa variation en fonction du temps: $\varepsilon' = \frac{d\varepsilon}{dt}$ s'appelle vitesse de déformation; elle s'exprime en sec^{-1}.

b) Un corps qui ne se déforme pas quelles que soient les contraintes qui lui sont appliquées, s'appelle corps non déformable ou solide idéal, ou encore solide d'Euclide. Il peut être représenté symboliquement par l'équation suivante: $\varepsilon = 0$

Un corps qui est tellement déformable que ses déformations peuvent survenir sans qu'aucune contrainte ne s'exerce sur lui s'appelle liquide idéal ou liquide de Pascal. Son équation peut s'écrire: $\sigma = 0$

Les corps réels ont des propriétés rhéologiques intermédiaires entre celles de ces deux extrêmes.

Ainsi, la plupart des solides se déforment, et pour certains d'entre eux, jusqu'à une certaine contrainte appelée limite d'élasticité, il existe une relation univoque entre la contrainte et la déformation: $\sigma = G(\varepsilon)$

G est une fonction de ε où le temps n'intervient pas. Ces solides sont dits parfaitement élastiques. Parmi eux, ceux qui répondent à l'équation: $\sigma = G \times \varepsilon$ avec G = constante subissent des déformations proportionnelles aux contraintes, et sont dits à élasticité linéaire, ou solides de Hooke.

En ce qui concerne les liquides, il faut en réalité

exercer sur eux une contrainte σ non nulle pour les déformer avec une vitesse de déformation ε'. Ceux pour lesquels il existe une relation univoque entre σ et ε', (pour des vitesses de déformation suffisamment faibles) dans laquelle le temps n'intervient pas, sont appelés liquides visqueux:

$$\sigma = \eta(\varepsilon') \quad \eta \text{ est une fonction de } \varepsilon'.$$

Parmi eux, ceux qui répondent à l'équation:

$$\sigma = \eta \times \varepsilon' \qquad \text{avec } \eta = \text{constante.}$$

subissent des vitesses de déformation proportionnelles aux contraintes et sont dits parfaitement visqueux ou liquides de Newton. Un liquide visqueux qui n'est pas newtonien est dit anormal. Un liquide qui est doué d'une certaine élasticité pour les déformations rapides, et qui s'écoule lentement et irréversiblement sous l'effet d'une contrainte si petite soit-elle, tel le brai par exemple, est dit visco-élastique. Son comportement dépend du facteur temps.

Il existe des corps qui ont des propriétés intermédiaires entre les solides et les liquides, et d'autres, des propriétés encore différentes. Ceux qui n'accusent une déformation permanente qu'à partir d'un certain seuil de contrainte σ_c sont appelés corps plastiques. Parmi eux, on trouve le solide parfaitement plastique, inélastique, pour lequel aucune déformation n'existe avant que la contrainte n'ait atteint la valeur seuil σ_c, et aucune autre valeur de la contrainte ne peut exister autre que σ_c parce que avec celle-ci la pâte cède sans effort. Si l'on supprime la contrainte, la déformation garde d'une façon permanente la valeur qu'elle a acquise au moment de la cessation de la contrainte. Ce corps répond à l'équation:

$$\sigma = \sigma_c \times \frac{\varepsilon'}{|\varepsilon'|}$$

qui veut dire que la contrainte qu'il faut appliquer est constante en valeur absolue, et du même signe que la vitesse de déformation.

D'autres corps se déforment élastiquement avant d'atteindre le seuil de contrainte ou seuil plastique: Ils sont dits solides plasto-élastiques. La déformation de certains corps fait appel à la fois à la notion de seuil et à la notion de temps; ils peuvent par exemple, présenter une certaine visco-élasticité pour les faibles contraintes, puis au delà d'un seuil, présenter en outre un écoulement irréversible, fonction ou non de la vitesse de déformation. C'est le cas général des corps réels, qui sont dits plasto-visco-élastiques

Un cas particulier de ces corps est le corps de Bingham, considéré comme parfaitement élastique tant que la contrainte est inférieure au seuil. A partir de ce dernier, la contrainte comporte deux termes, l'un constant, et l'autre, proportionnel à la vitesse de déformation, qui correspond à un écoulement newtonien:

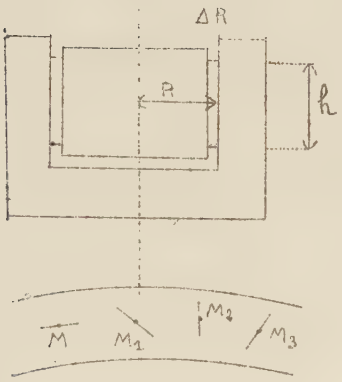
$$\sigma = \sigma_c + (U \times \varepsilon')$$

U est appelé coefficient de viscosité plastique du corps.

c) Lorsque l'on veut étudier les propriétés rhéologiques d'un corps, on le soumet à différentes sollicitations et on évalue les contraintes, les déformations et les vitesses de déformation qui en résultent. L'étude peut se faire aussi en faisant intervenir le facteur temps, lorsque les propriétés du corps en dépendent, par exemple, lorsque la déformation dépend non seulement de la contrainte actuellement subie, mais aussi de toutes les contraintes antérieures.

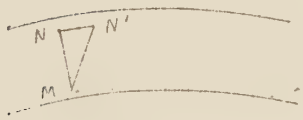
L'un des appareils qui servent à de telles études, lorsqu'il s'agit de liquides, est le viscosimètre à cylindres coaxiaux, type Couette, dont les rayons sont très voisins. Si l'un des cylindres subit un couple de rotation de moment C parallèle à l'axe, et l'autre est immobilisé par un couple opposé, en admettant que la matière de hauteur h adhère aux parois et soit empêchée par un artifice quelconque d'aller

jusqu'aufond du cylindre, la contrainte que subit en un point M, un petit élément de surface parallèle à l'axe a une valeur constante qui ne dépend pas de l'orientation de cette surface (Pourvu qu'elle reste parallèle à l'axe). Elle a pour valeur:



$$\sigma = \frac{C}{2\pi R^2 h}$$

où R est le rayon moyen du cylindre. Quant à la déformation, elle est, pour un vecteur MN perpendiculaire aux parois, un glissement ε, puisque tous les points situés a même distance de l'axe se déplacent de la même quantité:



$$\varepsilon = \frac{MN'}{MN} = R\frac{\Delta\alpha}{\Delta R}$$

où ΔR = différence des rayons,

$\Delta\alpha$ = angle en radians dont un cylindre à tourné par rapport à l'autre.

Et la vitesse de déformation est: $\varepsilon' = R\frac{\Delta\omega}{\Delta R}$

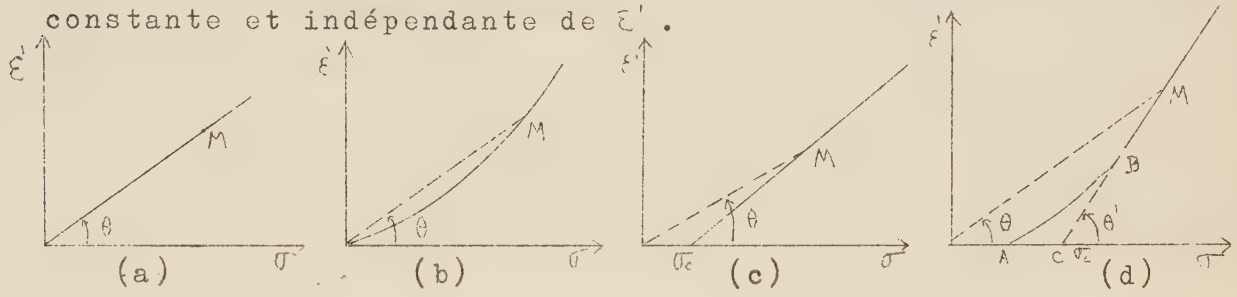
$\Delta\omega$ = différence des vitesses angulaires des cylindres, ou encore vitesse angulaire du cylindre mobile si l'autre cylindre reste fixe.

Lorsque l'on fait varier cette vitesse, ε' varie. Il en est de même du couple C et du couple égal qui s'exerce sur le cylindre immobilisé (et qui peut être mesuré par exemple, grâce à l'angle dont a tourné le fil de torsion qui sert à la suspension du cylindre) c'est-à-dire de la contrainte σ.

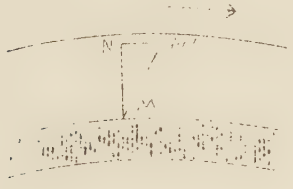
La courbe σ en fonction de ε est appelée courbe contrainte-déformation (Ici à déformation imposée). Elle n'est pas intéressante dans le cas des liquides où la déformation est très grande et peut devenir infinie. Il y a lieu de considérer plutôt la courbe contrainte-vitesse de déformation de σ

en fonction de $\dot{\varepsilon}$.

Elle est une droite passant par l'origine pour le liquide de Newton (a) et quelconque pour un liquide anormal (b). Elle a les allures (c) et (d) pour un corps de Bingham idéal et réel. Le rapport $\frac{\sigma}{\dot{\varepsilon}}$ qui mesure pour un point M donné de la courbe, la cotangente de l'angle θ s'appelle <u>viscosité apparente ou consistance</u> du liquide dans les conditions de mesure définies par M. Ce rapport est constant seulement pour le liquide Newtonien qui possède de ce fait, une viscosité vraie, constante et indépendante de $\dot{\varepsilon}$.



Pour tous les autres liquides, il dépend des conditions de mesure et tend vers une limite lorsque la contrainte augmente. Le corps de Bingham réel offre la particularité d'avoir une consistance variable de A à B (courbe d) qui traduit l'existence dans cet écoulement, d'un noyau de liquide adhérent au cylindre immobile, et qui n'a pas encore participé à la déformation. Ce noyau disparaît à partir d'une certaine vitesse de déformation correspondant à B. La partie rectiligne BMD de la courbe traduit un écoulement non perturbé, pour lequel le fluide plastique peut être traité comme un fluide Newtonien. La cotangente de l'angle θ' que fait BMD avec l'axe des σ traduit à une constante près, la <u>viscosité plastique</u>. L'effort minimum d'écoulement est donné par l'intersection du prolongement de BMD avec l'axe des abscisses. Ces deux coefficients cot θ' et σ_c sont les coefficients rhéologiques du corps de Bingham.



Le viscosimètre à cylindres coaxiaux est un appareil déjà d'une certaine complication, lorsqu'on le compare au tube cylindrique dans lequel Poiseuille faisait circuler les liquides dont il voulait étudier la viscosité.

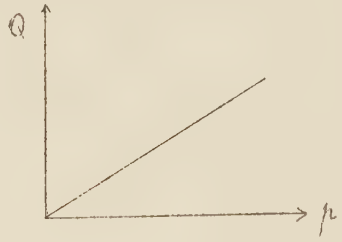
On constate qu'un tel tube alimenté par un fluide Newtonien, présente un débit proportionnel à la pression.

$$Q = \alpha p$$

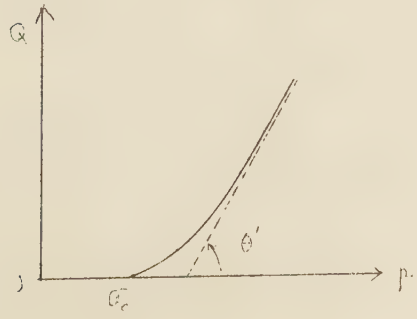
Plus précisément, la loi de Poiseuille s'écrit:

$$Q = \frac{\pi R^4}{8 L \eta} p$$

où R et L sont le rayon et la longueur du tronçon de tube considéré, p la différence de pression qui s'exerce entre les sections extrêmes du tronçor et η le coefficient de viscosité du fluide considéré. Cette loi n'est valable que si l'écoulement est laminaire, c'est-à-dire si tous les éléments du fluide parcourent des chemins parallèles entre eux. La répartition des vitesses à l'intérieur du tube est parabolique.



Dans ce cas, on montre que, en chaque point M du tube, la contrainte est proportionnelle à la vitesse de déformation. Réciproquement, si la contrainte n'est pas proportionnelle à la vitesse de déformation, c'est-à-dire si le liquide n'est pas Newtonien, il n'y a pas proportionnalité entre débit Q et pression p. Dès lors, la courbe Q(p) n'est plus une droite passant par l'origine. Elle a la forme de la figure pour un corps de Bingham réel: elle tend pour les grandes valeurs de p, vers une <u>asymptote</u> qui forme avec l'axe des p un angle dont la cotangente mesure le coefficient de viscosité



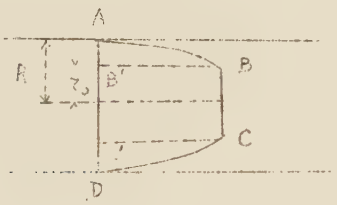
plastique: U = cot θ'. Le seuil de contrainte τ_c est au début de la courbe; il est encore appelé seuil de cisaillement ou effort minimum d'écoulement, ou contrainte critique d'écoulement. La zone $0\tau_c$ définit les valeurs de la pression pour laquelle le débit est nul, à partir de τ_c le débit est une fonction compliquée de la pression motrice p.

Il a pour valeur selon Buckingham et Reiner:

$$Q = \frac{\pi R^4 p}{8 L \eta} \left[1 - \frac{4}{3}\frac{2\tau_c L}{R p} + \frac{1}{3}\left(\frac{2\tau_c L}{R p}\right)^4\right]$$

en supposant qu'il n'y a pas glissement de la matière sur la surface de la paroi du tube.

La répartition des vitesses n'est plus parabolique mais se fait selon deux demi-paraboles AB et CD raccordées à un segment de droite BC.



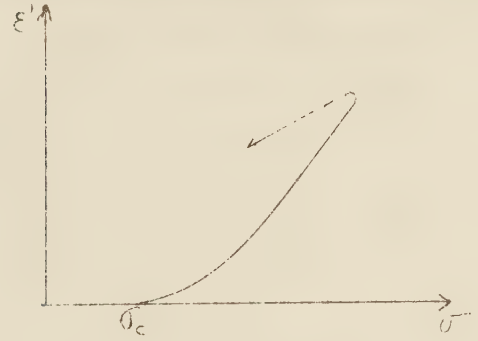
Il existe un noyau cylindrique central de rayon $r_o = \frac{2L\tau_c}{p}$ à l'intérieur duquel tous les éléments du fluide circulent à la même vitesse B'B. Ce noyau circule donc en bloc, tel le boudin qui sort du tube dentifrice lorsqu'on le presse. Son rayon ro est indépendant du rayon du tube; son rôle est donc d'autant plus grand que le rayon R est plus faible.

Tous les fluides plastiques présentent un écoulement à noyau, qui existe quelle que soit la valeur de la pression motrice. Ce fait différencie fondamentalement les écoulements des fluides plastiques dans le tube, et dans le viscosimètre à cylindres coaxiaux.

Il s'ensuit que la méthode d'écoulement dans un tube ne fournit pas la meilleure manière de déterminer les coefficients rhéologiques d'un fluide plastique.

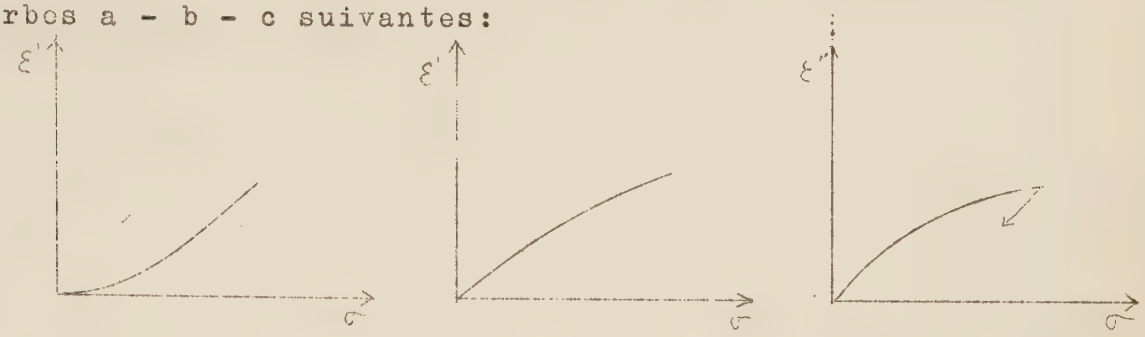
d) Les phénomènes que nous venons de passer en revue caractérisent soit des substances homogènes, soit des substances hétérogènes comme les alliages à phases multiples par exemple. Les corps, tels que les dispersions dans un liquide soit d'une phase solide (suspensions), soit d'une phase liquide (émulsions), possèdent des particularités qu'il est fondamental d'examiner maintenant, puisqu'aussi bien le sang est lui-même une dispersion.

On sait qu'un gel aqueux d'hydroxyde ferrique se transforme en un liquide relativement fluide par simple agitation, et que le sol se convertit de nouveau spontanément en gel par le repos. Cette transformation indéfiniment réversible est appelée thixotropie. Par extension, est dit aussi thixotrope, tout corps dont la consistance $\frac{\sigma}{\varepsilon'}$ est une fonction décroissante de ε', avec un certain retard (c'est-à-dire que la consistance ne prend la valeur $\frac{\sigma}{\varepsilon'}$ que lui confère ε', qu'après un certain délai et non instantanément). La courbe $\varepsilon'(\sigma)$ obtenue au viscosimètre coaxial décrit une boucle lorsque après avoir fait croître la contrainte autour de la mesure, on la fait diminuer. Elle présente donc une histérèse. L'augmentation de la vitesse d'écoulement correspond à une agitation croissante et à une diminution de la résistance à l'écoulement. La diminution de cette vitesse crée un équilibre dynamique entre la formation et la démolition des agrégats de particules. Les suspensions argileuses peuvent être données comme exemples de corps, douées de cette forme de thixotropie.



Thixotropie

Les fluides Newtoniens généralisés, les corps dilatants et les corps antithixotropes donnent respectivement les courbes a - b - c suivantes:



a - Corps Newtonien généralisé (pseudo plastique, sans histérèse)

b - Corps dilatant

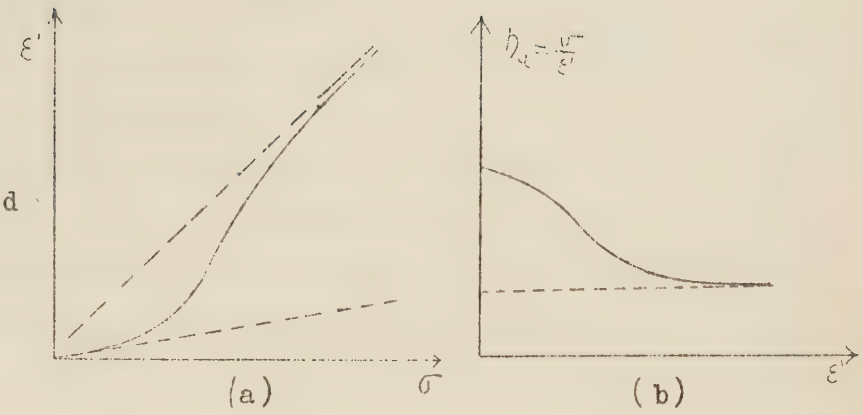
c - Corps antithixotrope

Les premiers ont bien aussi une consistance qui est fonction décroissante de la vitesse de déformation ε', mais cette consistance s'établit instantanément avec la valeur correspondant à chaque valeur de ε' sans retard. Ils sont doués d'une viscosité anormale appelée encore viscosité de structure.

Les corps dilatants sont constitués de particules qui ne se touchent pas au repos; ils réagissent comme des liquides pour une déformation très lente. Une déformation rapide crée des contacts entre les particules et la suspension réagit comme un solide. La dilatance équivaut à l'inverse de la viscosité de structure puisque $\frac{\sigma}{\varepsilon'}$ croît lorsque ε' croît. S'il y a histérèse, la suspension est dite antithixotrope.

Les émulsions se présentent en général comme des corps Newtoniens généralisés, doués d'une viscosité de structure. Leur consistance $\frac{\sigma}{\varepsilon'} = \eta_a$ ou viscosité apparente devrait, selon Reiner, être indépendante de la vitesse de déformation ε' pour les valeurs très faibles ou très élevées de celle-ci.

Courbe d'Ostwald



Leur courbe $\varepsilon'(\sigma)$ se présente comme dans la figure(a) ci-dessus; elle s'appelle la courbe d'Ostwald. Leur courbe $\eta_a(\varepsilon')$ a l'allure(b) ci-dessus. Le tracé complet de telles courbes nécessite souvent l'emploi de plusieurs viscosimètres afin d'atteindre les valeurs extrêmes de ε' .

Laurence et Rothwell ont obtenu expérimentalement des résultats de ce genre avec des suspensions concentrées de paraffine émulsifiées dans l'eau au moyen de l'oléate de sodium. Ils ont observé en outre, que la viscosité augmentait avec la teneur en émulsifiant lorsque celle-ci variait entre 0,5 et I,5% par rapport à la phase aqueuse. Ils ont montré que ce comportement était dû à la variation de la couche d'adsorption à la surface des globules dispersés, c'est-à-dire à une modification de la structure de l'émulsion.

e) De telles corrélations entre propriétés rhéologiques et structure sont depuis longtemps connues, mais aucune étude expérimentale d'ensemble n'en a jamais été faite. Le grand nombre des facteurs qui interviennent, et la grande complexité des diverses interactions ne sont pas pour favoriser une telle entreprise. La tendance générale cependant, reste de rechercher dans ces modifications de structure, les causes premières des phénomènes rhéologiques que l'on observe ou mesure.

La première étude théorique de l'influence des particules dispersées de forme sphérique sur la viscosité d'un liquide a été faite par Einstein.

Pour des sphères rigides dont les dimensions sont faibles, mais restent encore très grandes par rapport à celles des particules élémentaires du liquide, la viscosité η de la suspension est donnée par la relation suivante:

$$\eta = \eta_0 (1 + 2{,}5\ V)$$

où η_0 est la viscosité du liquide constituant la phase continue, et V la fraction du volume occupée par les particules dispersées. Cette relation est vraie tant que les particules sphériques solides n'interagissent pas entre elles, ce qui nécessite une valeur très basse de V, de l'ordre de quelques centièmes au plus. Elle montre que la viscosité de la suspension est indépendante de la grosseur ou de la répartition de grosseurs des particules.

Dans une émulsion, les sphères liquides sont douées d'une viscosité propre η_i ; et subissent une circulation interne qui diminue l'énergie totale dissipée par l'action des contraintes qui s'exercent à la surface des sphères lors de l'écoulement. La viscosité est par conséquent plus faible que celle donnée par Einstein; elle relève d'une formule donnée par Taylor:

$$\eta = \eta_0 \left(1 + 2{,}5\ \frac{\eta_i + 0{,}4\eta_0}{\eta_i + \eta_0} V\right)$$

Obroyd a modifié la théorie de Taylor pour tenir compte de la présence d'une couche d'adsorption à la surface des sphères. Lorsque le comportement de cette couche est purement élastique ou visco-élastique, la circulation à l'intérieur des sphères liquides ne se fait pas et la formule d'Einstein reste valable. Lorsqu'elle se comporte comme un liquide purement visqueux, elle transmet plus ou moins les contraintes vers l'intérieur des sphères selon la valeur des différents coefficients de viscosité qui entrent en jeu, et selon la

taille des sphères: la formule d'Einstein reste valable, lorsque le diamètre des sphères tend vers zéro, alors que celle de Taylor constitue le cas limite pour des valeurs élevées de ce diamètre. Les sphères se déforment au cours de l'écoulement, mais l'influence de cette déformation sur l'écoulement de l'émulsion n'a pas été calculée.

De nombreuses autres formules ont été données pour tenir compte soit de la forme non sphérique des particules solides des suspensions, soit des valeurs élevées de la concentration.

Expérimentalement, on a montré que les formules d' Einstein et de Taylor peuvent être considérées comme valables. On doit cependant noter que la présence d'une couche d'adsorption peut augmenter la vraie valeur de V, donc la viscosité de la suspension;

- soit, par augmentation du diamètre effectif de la particule,

- soit, par immobilisation relative d'une partie de la phase continue autour de cette particule, autrement dit par une augmentation locale de la viscosité de la phase dispersante autour de la phase dispersée.

Si la surface de la particule porte une <u>charge électrique</u>, par suite de l'adsorption d'une couche d'éléments ionisés par exemple, il s'installe une atmosphère ionique de signe contraire autour de la particule. Une double couche diffuse se forme ainsi, d'autant plus étendue que la concentration et la valence des ions dans la phase continue sont plus faibles, et sa constante diélectrique plus élevée. Lors de l' écoulement, l'atmosphère ionique subit une distorsion, et la dissipation de l'énergie nécessaire pour rétablir sa configuration originale se traduit par une augmentation de la visco-

sité de l'émulsion.

Cet effet électrovisqueux étudié par Von Smoluchowski conduit à modifier la formule d'Einstein qui devient:

$$\eta = \eta_0 \left[I + 2{,}5(I + f)\ V \right]$$

f étant un facteur physique complexe qui fait intervenir le rayon de la particule, et le potentiel électrocinétique de sa surface par rapport à un point pris dans la phase continue, en dehors de l'atmosphère ionique(Booth).

Lorsque V dépasse une valeur de l'ordre de deux à trois centièmes, l'interaction entre les particules commence à se manifester, et l'émulsion, à se comporter en liquide anormal, non Newtonien. Les relations précédentes ne se vérifient plus convenablement. Eilers; Mooney; Maron, Krieger et Madow; Richardson; Broughton et Squires ont étudié expérimentalement la variation de η_a en fonction de V et traduit leurs résultats par des formules empiriques. Mais une relation de validité générale semble ne pas avoir été encore établie entre ces deux variables, faute d'expériences nombreuses, systématiques et faute aussi d'une analyse théorique précise.On retiendra néanmoins de ces recherches, que la viscosité apparente, ou consistance, croit apparemment selon une fonction exponentielle en V, et qu'elle décroît lorsque la polydispersité et la grosseur des particules augmentent.

Elle dépend aussi, pour des concentrations élevées c'est-à-dire des valeurs de V supérieures à 0,5, de manière étroite de la teneur en émulsifiant.En opérant avec du benzène émulsifié dans l'eau par l'oléate de soude, Wilson et Parkers ont trouvé que lorsque la teneur en émulsifiant augmente, la consistance diminue d'abord, passe par un minimum pour croître ensuite. La première phase de cette variation peut être attribuée à une démolition progressive des agrégats de particules, dont la dispersion totale correspondrait au

minimum. La deuxième phase correspondrait à un accroissement de la couche d'adsorption à la surface des globules.

Mooney a étudié directement en I946 l'effet du degré d'agglomération des particules sur la viscosité apparente de l'émulsion dans le cas d'un latex de caoutchouc qui avait été au préalable partiellement déstabilisé. Sous l'effet d'une agitation énergique, les globules agglomérés de latex se dispersent et la viscosité apparente prend une valeur indépendante de la vitesse de déformation. L'arrêt de l'agitation fait remonter cette viscosité par suite de la reformation des agglomérats globulaires, jusqu'à une valeur finale stable d'autant plus élevée que la contrainte exercée dans le viscosimètre est plus forte. Pour l'interprétation de ces faits, Mooney s'est servi d'une relation, établie par Von Smoluchowski en I9I6 dans sa théorie cinétique de la coagulation des systèmes colloïdaux, qui donne le nombre N_1 de particules non agglomérées par unité de volume à un temps t en fonction du nombre total No de particules:

$$N_1 = \frac{N_o}{(1 + t/T)^2}$$

T étant une constante dont la valeur dépend du diamètre des particules, de leur coefficient de diffusion, et de la fraction de collision aboutissant à un contact permanent entre particules pour une valeur donnée de la contrainte. De cette façon les données expérimentales ont permis d'aboutir à deux conclusions importantes:

- la viscosité apparente augmente avec le taux d'agrégation parce que les agrégats immobilisent dans leur sein une fraction de la phase continue,

- elle augmente lorsque la contrainte diminue, parce que cette fraction immobilisée est d'autant plus grande que la contrainte est plus faible, et que la probabilité d'un contact permanent de deux particules en collision diminue lors-

que la contrainte augmente.

La méthode de Mooney permet ainsi de décrire le comportement non Newtonien des émulsions, et aussi leur thixotropie s'il y a lieu, en les rattachant à des questions de structure .

Elle a conduit à penser qu'en général, les agrégats particulaires sont les premiers responsables de la grande viscosité apparente de certaines émulsions, et en particulier de la dispersion complexe qu'est le sang.

2/

a) Quand on l'examine d'un peu près, le sang est un liquide hétérogène qui participe aussi bien de la suspension que de l'émulsion pour peu que la rigidité de ses hématies s'y prête. Poiseuille fut le premier à se rendre compte qu'il ne suit pas exactement la loi établi par lui de l'écoulement des liquides dans des tubes fins, puisque la proportionnalité entre le débit et la pression motrice n'est pas observée. Pour cette raison, le sang est dit liquide non Newtonien; comme d'autre part, il est doué de plasticité il doit être caractérisé non par un paramètre unique, mais par deux paramètres rhéologiques différents: Le seuil de contrainte σ_c et la viscosité plastique $U = tg.\theta'$.

Il s'agit donc d'un corps de Bingham réel à qui l'on reconnait en outre une certaine thixotropie. Il doit probablement ces propriétés à sa structure particulière: Grande diversité des particules en suspension, macromolécules protéiniques, plaquettes, leucocytes et surtout, hématies;

- déformabilité très variable des hématies, dont la forme normale est le disque biconcave chez l'homme;

- grande concentration globulaire, avec un hématocri-

te moyen de 0,4;

- enfin, tendance plus ou moins forte à la formation des hématies en rouleaux, agrégats réversibles dont la cohésion peut être attribuée à l'énergie interfaciale de la membrane hématique avec le plasma (Nguyen-Ngoc-Bich, Thèse 1961)

C'est dire que le sang ne relève d'aucune des équations théoriques que nous avons passées en revue précédemment, et que l'étude de son comportement rhéologique reste toujours du domaine expérimental. C'est aussi dire que si les méthodes viscosimétriques à cylindres coaxiaux, type Couette, nous permettent de lui définir pour chaque valeur de la contrainte une certaine viscosité apparente $\frac{\sigma}{\dot{\varepsilon}}$ pour un échantillon donné, nous ne sommes pas fondés lorsque nous nous servons des tubes fins, à appeler viscosité apparente, à un facteur de proportionnalité près, la valeur expérimentale du rapport $\frac{P}{Q}$ de la pression motrice au débit du tube.

Les résultats des mesures de la "viscosité" du sang au tube capillaire, en particulier au viscosimètre de Hess, n'ont par conséquent pas de signification rhéologique précise. Il est commode de s'en servir pour essayer de comparer les échantillons de sang entre eux sur la base de la plus ou moins grande difficulté que ceux-ci éprouvent à s'écouler dans les tubes. Mais l'on ne doit pas s'étonner alors, de trouver pour un sang donné des valeurs très différentes qui dépendent, en outre de la pression motrice, du rayon et de la longueur des capillaires utilisés.

Cependant, comme la méthode capillaire est pratique, elle a attiré un grand nombre de chercheurs. Parmi eux, nous pouvons citer: W.R.Hess (1911); J.W.Trevan (1918); M.E.Bircher (1921); I.Harris et G.Mac Louglin (1930); L.E.Bayliss (1930) S.F.R.Wittaker et F.R.Winton (1933); K.K.Nygaard, M.Nilder et J.BerKson (1935); A.Markson (1936); A.A.Holbrook et M.V.

Watson (I939); J.Houston, et J.Harkness, R.B.Whittington (I945) F.D.Mann (I948) avec un viscosimètre capillaire de son invention, et plus particulièrement Fahraeus et Lindquist (I93I); E.C.Bingham et R.R.Roegke (I942-I944); et R.H.Haynes et A.C. Burton (I959).

Bien moins nombreux sont ceux qui ont utilisé les cylindres coaxiaux comme J.T.Brundage (I935). Une équipe a même employé la méthode de la chute d'une bille en tube incliné: A.L.Copley, L.C.Krchma et M.E.Whitvey (I942).

De cette diversité de méthodes, il résulte que le terme de"viscosité apparente" du sang n'a pas toujours la même signification pour tous, et il est malaisé de confronter parfois des résultats difficilement comparables. C'est cependant ce que nous allons essayer de faire dans ce qui va suivre.

b) - α - Il a été reconnu très tôt que la"viscosité apparente" du sang décroît lorsque la vitesse de déformation augmente, et que, au delà d'une certaine valeur de cette vitesse, elle prend une valeur minimale limite pratiquement constante, et indépendante de la vitesse. Mesurée au tube de rayon supérieur à 0,I5mm, cette valeur est de l'ordre de 3 à 4 fois celle de l'eau à la même température.

Hatschek (I928) et Trevan (I928) suggèrent que la facilité avec laquelle les hématies se déforment, et leur élasticité peuvent être responsables de ce phénomène.

Rothmann et Hess, l'observant avec des tubes de 0,Imm l'interprètent comme dû à une interaction entre les parois et les hématies, qui diminuerait aux grandes vitesses grâce à l'écoulement axial des hématies.

A.Dognon et P.Suquet en I959, se référant à des expériences sur tubes capillaires pensent qu' "à partir de concentrations telles que le réseau (d'agrégats) puisse se former on doit s'attendre, pour de faibles vitesses d'écoulement,à

une augmentation de la viscosité plus rapide que ne le prévoit la relation d'Einstein, du fait de la cohésion du réseau et des restrictions de mobilité qu'il impose à la phase liquide. Pour les vitesses d'écoulement plus importantes, le réseau étant rompu, on doit s'attendre à une diminution de la viscosité".

- β - En I93I, Fahraeus et Lindquist ont montré que pour des tubes très courts, la valeur limite de la viscosité apparente pour des contraintes élevées décroît lorsque le rayon du tube diminue, à partir de 0,I5mm. Ils attribuaient ce fait à la diminution du nombre des hématies charriées dans le flot axial.

A.Dognon et P.Suquet (I959) estiment que "les dimensions même du tube imposent des restrictions spatiales à la formation du réseau(d'agrégats d'hématies), et même pour les capillaires de l'organisme dont les diamètres sont de l'ordre de 8 μ, des restrictions à la formation même des agrégats,

R.K.Schofield et G.W.Scott Blair (I930) ont proposé d'expliquer le phénomène par l'existence le long de la paroi, d'une couche lubrifiante dont l'épaisseur était indépendante du rayon du tube, et qui aurait une viscosité inférieure à celle de la suspension proche de l'axe.

Haynes a repris cette théorie en I960 en considérant une zone marginale libre de globules dont l'épaisseur reste indépendante du rayon du tube, mais varie en sens inverse de l'hématocrite.

F.J.Dix et G.W.Scott Blair ont avancé en I940, l'hypothèse qu'il se forme dans le tube, des couches coaxiales successives contenant des hématies, d'épaisseur croissant avec l'hématocrite, et séparées entre elles par des surfaces de plasma, seules soumises au cisaillement. Le débit d'écoulement doit dès lors, être calculé non pas par une intégration mais par une sommation. La courbe de répartition des vi-

tesses selon un plan méridien du tube n'étant plus une parabole continue mais formée de marches d'escalier. Haynes a montré en I960 que ce phénomène sigma (sommation Σ) exclut en théorie le phénomène de zone marginale, mais que en pratique, il doit y avoir une possibilité de la présence effective simultanée des deux. La zone marginale aurait une épaisseur de I à 5 μ, et l'épaisseur des feuillets de l'ordre des dimensions globulaires.

En réalité, il semble qu'il y ait tout lieu de penser* que l'effet Fahraeus et Lindquist doive être attribué à la forme même de l'écoulement dans les capillaires. Cet écoulement se fait avec un noyau axial qui circule à vitesse uniforme, et est entouré de feuillets concentriques, de vitesses décroissantes, dont l'épaisseur dépendrait de l'hématocrite, du taux moyen des agrégats formés à la vitesse de circulation de ces feuillets, et aussi de la déformabilité des hématies. Tout contre la paroi où la vitesse s'annule, il existe une couche de plasma pratiquement déshabitée. Cette conception est corroborée par l'observation directe au microscope du sang circulant dans des capillaires de verre. La répartition en feuillets suppose une certaine orientation statistique des hématies qui semble un fait(G.W.Scott Blair, I958). Elle s'accompagne d'une accumulation axiale des globules, phénomène bien connu depuis Poiseuille lui-même(I836). Il en résulte une circulation globulaire plus rapide dans le tube que la circulation plasmatique, ce qui explique que, in vivo, l'hématocrite capillaire des organes est toujours trouvé plus faible que celui des gros vaisseaux.

L'écoulement à noyau caractéristique des fluides doués de plasticité, tient compte du second coefficient rhéologique, le seuil de contrainte τ_c. Le rayon du noyau s'exprime en fonction de ce seuil, de la longueur L du tube, et de la pression motrice p par la relation:

* Laboratoire de Physique. Travaux non publiés.

$$r = \frac{2L}{p}\sigma_c$$

Il est indépendant du rayon R du tube. Son importance relative s'accroît au fur et à mesure que ce dernier diminue. Comme les pertes d'énergie en son sein sont faibles, puisqu'il circule sans gradient de vitesse, sa présence facilite l'écoulement dans les petits capillaires. Aux contraintes élevées le noyau joue un rôle moins important, mais l'accumulation axiale des hématies prend une importance plus grande, d'autant plus que le rayon du tube est plus faible, d'où l'effet Fahraeus-Lindquist. Lorsque le noyau est constitué dans le cas de tubes de 8 à IO μ de diamètre, par la colonne centrale d'hématies circulant coaxialement au tube, la "viscosité apparente du sang" tend à se rapprocher de celle du plasma, et même à lui devenir inférieure puisque les contraintes de cisaillement ne jouent qu'à la surface du noyau.

Les mesures récentes effectuées par Prothero et Burton (I962) au moyen de micropipettes de 5 à 7 μ de rayon confirment ce point. Elles montrent que dans ces tubes étroits, pour de très faibles valeurs de l'hématocrite, la viscosité apparente du sang peut descendre à des valeurs inférieures à celles du plasma, de l'ordre de I,8 centipoise.

Haynes (I960) se base sur les théories de la zone marginale et du phénomène sigma pour prévoir qu'aux vitesses très faibles d'écoulement, la viscosité apparente du sang doit croître lorsque le rayon du tube décroît, c'est-à-dire qu'il existe à ces vitesses un effet Fahraeus-Lindquist inverse. Bien qu'on ne connaisse pas de données expérimentales

qui confirment ou qui infirment ces vues, Haynes estime qu'à de très basses contraintes la zone marginale s'évanouit, et les globules se frottent aux parois. La perte d'énergie qui en résulte contribuerait à l'augmentation de la viscosité, d'autant plus que les diamètres seront plus petits. Lorsque les contraintes seront suffisamment élevées pour que la zone marginale s'établisse, l'écoulement est lubrifié par cette zone, et la viscosité apparente devient de plus en plus faible à mesure que les tubes deviennent de plus en plus étroits. Cette opinion est en accord avec la conception de l'écoulement à noyau. Le rayon de ce dernier étant en effet inversement proportionnel à la pression motrice, aux très faibles pressions le noyau occupe toute la lumière du tube, d'où frottement des hématies contre les parois; aux pressions plus fortes le rôle du noyau s'amenuise au profit de celui de la couche marginale plus déshabitée. L'observation directe* de l'écoulement du sang en tubes capillaires révèle qu'aux très faibles vitesses, des globules rouges peuvent se coller au verre; d'autres roulent sur la paroi, où y glissent, butent de temps à autre contre les obstacles, se déforment. Aux vitesses plus élevées, la paroi devient nette de globules, et la zone marginale se dessine.

L'écoulement à noyau n'explique pas cependant les résultats des travaux de L.E.Bayliss (1930) qui a trouvé qu'à diamètre du tube et vitesse de déformation constants, la viscosité apparente diminue lorsque la longueur du tube augmente. Il semble qu'il faudrait comprendre ce phénomène comme une manifestation de la thixotropie, autre qualité attachée à la structure du sang, comme le seuil de cisaillement.

c) L'existence d'un seuil de pression pour l'écoulement capillaire sanguin a été mis en évidence par de nombreux auteurs. On peut citer S.R.F.Wittaker et F.R.Winston qui l'étu-

dièrent en I933, in vitro et in vivo, sur la patte de chien; Lahy (I939) qui opéra dans des conditions biologiques plus précises, avec un sphygmomanomètre piézométrique, après occlusion aortique; P.Dow et Hamilton (I939) par obturation aortique chez des chiens; A.L.Copley et ses collaborateurs grâce à des observations directes de la chute d'une bille dans un tube incliné, et enfin Bingham (I942-I944).

On peut encore montrer l'existence d'un seuil de contrainte σ_c, qui témoigne d'une certaine rigidité du sang, de plusieurs autres façons*. Par exemple, on observe que le sang prend un mouvement oscillatoire lorsque son écoulement capillaire est brusquement arrêté. Ou encore, au viscosimètre coaxial, on constate que le cylindre plongeur ne revient pas à sa position d'équilibre lorsqu'on l'en a écarté; et que réciproquement, il faut lui appliquer un couple de valeur supérieure à un certain seuil pour que sa rotation démarre.

Les seuils de pression ont été estimés à 20mm de Hg par Dow et Hamilton, et de 5,7 à 8,2mm par Lahy. Ces données intéressantes au point de vue pratique, n'ont pas de signification rhéologique. Elles ne tiennent pas compte en outre, pour les mesures in vivo, d'une certaine pression nécessaire à l'ouverture des capillaires*. In vitro, le seuil de pression augmente lorsque le rayon du tube diminue. Il est abaissé par l'adjonction de produits tels que l'héparine. Il ne correspond que de loin au seuil de contrainte que l'on apprécie au viscosimètre coaxial, selon les méthodes précédemment indiquées.

On peut attribuer* l'existence de ce seuil aux forces de liaison interparticulaires du sang, en particulier entre molécules de fibrinogène et entre hématies. Il ne serait pas sans intérêt de l'étudier en fonction du taux de fibrinogène

* Travaux non publiés du Laboratoire de Physique Médicale.

et du taux des agrégats.

Selon A.Dognon et Nguyen-Ngoc-Bich, la cohésion qui s'exerce entre deux hématies accolées par leurs faces, est liée à l'énergie interfaciale hématies-plasma, c'est-à-dire en somme aux interactions entre molécules de la membrane et molécules du plasma. Celles-ci règlent la mobilisation relative de ces molécules et par conséquent conditionnent le seuil de contrainte qui traduit un frottement statique , et la viscosité apparente qui traduit un frottement dynamique. Ainsi, le seuil mesuré au viscosimètre coaxial s'annule et la viscosité apparente diminue, lorsque le plasma est remplacé par une solution saline isotonique.*

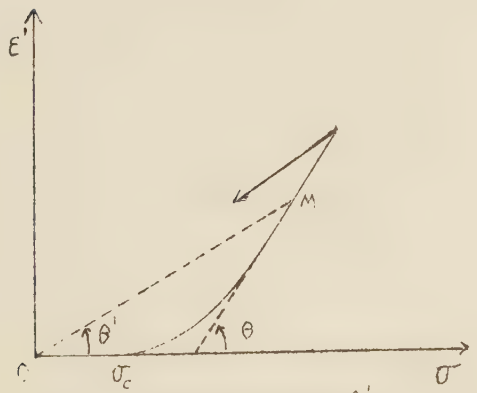
d) On voit là, un exemple de l'influence des <u>facteurs intrinsèques</u> sur les caractères rhéologiques du sang.L'action de la <u>température</u> en est un autre. Comme pour beaucoup de fluides, la viscosité apparente du sang diminue lorsque la température augmente. Puis des irrégularités se manifestent à partir de 45° pour aboutir à une élévation brutale à 60°: C'est la coagulation. Ces faits exigent que toutes les mesures soient faites à une même température pour que les résultats soient comparables. Faute d'avoir pris cette élémentaire précaution, nombre de travaux restent difficiles à interpréter. On pourrait penser que la température agit spécialement par son influence sur la <u>viscosité plasmatique</u>. Trévan (I928), Wittaker et Winton (I933), Copley et coll. (I942) ont trouvé que celle-ci est liée à la viscosité apparente sanguine η_s par une fonction linéaire.Ces résultats sont en accord avec ceux que Hatschex (I9II) a condensés dans une formule: $\eta_s = \eta\, p/I-H^{\frac{5}{3}}$ où η_s , η_p et H sont les viscosités du sang, du plasma, et l'hématocrite. Brundage (I935) a montré avec son viscosimètre coaxial spécial, que la courbe η_s en fonction de H s'inscrit avec une concavité supérieure, mais que, à viscosité plasma-

tique η_p égale, η_s est une fonction linéaire de H. Prothéro et Burton (I962) ont trouvé avec des micropipettes de 5 μ de rayon, que η_s est une fonction linéaire croissante de H; et avec des tubes de plus grands rayons, les même types de courbe à concavité supérieure que Brundage, résultat conforme d'ailleurs à ceux de Pirofsky (tube de 0,3mm), de Wittaker et Winton et de K.K.Nygaard, M.Wilder et J.Berkson (Tube de Hess). A.A.Holbrook et M.V.Watson (I939) n'ont pas trouvé de relation entre η_s et la teneur en hémoglobine, mais une relation linéaire entre η_s et la numération globulaire.

Un autre facteur intrinsèque parmi les plus importants de la viscosité apparente est l'agrégation des hématies. Son influence constitue précisément l'objet du présent travail.

L'étude n'en a pas été faite jusqu'à ce jour parce qu'on ne disposait pas de moyen adéquat pour dénombrer les hématies des agrégats. Nous verrons par la suite que la mesure du flux rétrodiffusé par le sang permet ce dénombrement (A.Dognon et P.Suquet), et nous examinerons plus tard et plus en détail les résultats que nous avons obtenus avec cette méthode.

On peut cependant dès maintenant avoir une idée du rôle des agrégats en observant ce qui se passe au viscosimètre coaxial*. La courbe $\varepsilon'(\sigma)$ a l'allure suivante:



$\eta_s = \cot \theta'$
$U = \cot \theta$

A partir du seuil de contrainte σ_c, lorsque les vitesses de cisaillement sont encore faibles, la grande valeur de la viscosité apparente $\eta_s = \cot \theta'$ correspond à une faible démolition des agrégats par le cisaillement. Les vitesses augmentant, la viscosité apparente diminue pendant que la démolition

des agrégats s'accentue. Ces résultats confirment ceux obtenus avec du latex (Mooney, I946). Aux vitesses très grandes, la viscosité apparente tend vers une limite égale à la viscosité plastique $U = \cot \theta$, qui correspond à une démolition complète des agrégats. Une fois cet état atteint, si l'on diminue progressivement la vitesse de cisaillement, η_s augmente, mais semble-t-il avec un léger retard par rapport à l'aller: La courbe $\mathcal{E}'(\eta)$ présente une certaine histérèse caractéristique de la thixotropie.

L'on se rend compte par cette analyse, que les propriétés rhéologiques d'un sang donné ne dépendent pas seulement de ses conditions dynamiques actuelles, mais aussi des conditions passées. Et par ce qu'il ne s'agit pas d'un fluide inerte mais d'un liquide biologique évoluant avec le temps, le vieillissement au repos modifie aussi ses propriétés.

Il fait en effet croître sa viscosité apparente, en même temps qu'il diminue son taux d'agrégation et qu'il transforme les hématies en oursins. Il doit aussi, puisqu'il en modifie la structure, avoir une influence sur son seuil de contrainte, sa thixotropie, comme on sait déjà qu'il fait diminuer la vitesse de sédimentation.

Les diverses manifestations rhéologiques de la structure d'un sang apparaissent ainsi comme devoir varier en corrélation les unes avec les autres. Parmi ces corrélations, celles qui relient la viscosité apparente à l'agrégation des hématies et à la sédimentation paraissent des plus étroites, et des plus susceptibles de nous faire mieux connaître le sang et son comportement physique en biologie. Nous avons déjà une idée de la rhéologie de ce liquide, essayons dans ce qui va suivre, d'en avoir une autre sur l'agrégation réversible et la sédimentation.

B - VITESSE DE SEDIMENTATION ET AGREGATION REVERSIBLE DES HEMATIES.

I/ On a remarqué de tout temps que mis au repos, le sang sédimente en laissant au-dessus d'un dépôt d'hématies, une couche de plus en plus importante de plasma. Les cliniciens mesurent dans des conditions bien précises, la vitesse avec laquelle la couche plasmatique d'un sang pathologique augmente d'épaisseur et savent en déduire une très importante information sur la pathologie du sujet. Par contre, ce que l'on connait moins bien est le mécanisme intime qui régit le phénomène.*

Tout d'abord, qu'observe-t-on? Selon la méthode de Westergreen par exemple, on remplit de sang une hauteur de 20cm d'un tube cylindrique de 4mm de diamètre. On met le tube bien droit et l'on mesure à des temps déterminés, I, 2 et 24 heures, l'épaisseur de la couche plasmatique surnageante que l'on note: Vitesse de sédimentation sanguine à la I°heure par exemple 6mm, à la 2°heure, ...

Si l'on répète l'opération avec une suspension légère de farine par exemple dans de l'eau, on voit* à la base du tube se déposer une couche de particules dont l'épaisseur augmente avec le temps(a), et au sommet du tube, apparaître une surface horizontale(b) qui sépare la suspension de l'eau pure et qui descend à mesure que le temps passe. Il arrive un moment où la surface de séparation atteint le dépôt et le niveau de l'ensemble continue à descendre mais très lentement (c). Le dépôt(a) des particules constituent le phénomène de sédimentation vraie, accompagnée d'une infime consolidation, la baisse assez rapide du niveau de la surface(b) est une

décantation qui laisse une épaisseur croissante d'eau claire, et la baisse très lente(c) constitue la consolidation du dépôt, et qui en fait est une synérèse. Lorsque l'on mesure une VS du sang, le phénomène(a) est totalement ignoré, (b) est donné par les chiffres des premières heures et l'on a une idée de (c) par le chiffre de 24heures. L'on étudie donc en réalité, une décantation suivie d'une synérèse.* Cette remarque n'enlève en rien de la validité de la méthode clinique d'investigation que constitue la VS, mais clarifie un peu les idées par sa précision terminologique. C'est au cours de la décantation que l'on voit des particules isolées tomber dans le fluide.

S'il s'agit d'un fluide d'étendue infinie, de viscosité η et d'une particule sphérique solide et unique qui tombe librement sous l'action de la pesanteur, la vitesse de chute atteint finalement une valeur limite constante v, lorsque la force active de la pesanteur est équilibrée par la force retardatrice dûe au frottement du liquide sur la sphère.

- La première s'écrit: $F_A = 4/3\ \pi\ r^3(d_s - d_e)g$

où r = rayon de la particule,
g = accélération de la pesanteur
d_s = masse spécifique de la particule
d_e = masse spécifique du liquide

- La seconde s'écrit selon Stokes: $F_R = 6\pi\eta rv$

L'égalisation des deux forces permet de connaître v

$$v = \frac{2r^2}{9\eta}(d_s - d_e)g$$

Cette relation doit être modifiée lorsqu'il s'agit d'une particule non sphérique, pour tenir compte de la forme et des positions. On suppose habituellement que la position de chute d'un corps dans un liquide visqueux est celle qui offre la plus grande résistance à sa chute. Si la particule est as-

similée à un cylindre de rayon a et d'épaisseur c, on a:

$$v = \frac{2ac}{7,7\eta}(ds - de)g$$

Il faut noter que les globules rouges prennent dans leur chute des positions variables souvent différentes de la position théorique, et surtout qu'à volumes égaux, cylindres et disques tombent à peu près à la même vitesse dans un fluide visqueux.

Ces relations restent encore valables pour une suspension de particules identiques de faible concentration. A des concentrations relativement plus importantes, elles ne le sont plus parce que les interactions entre particules au cours de leur chute ne sont plus négligeables. La vitesse limite V de l'ensemble peut être évaluée selon une relation de Kermack, Mc Kendrick et E.Ponder:

$$V = v(I - k p)$$

où v est la vitesse limite pour une particule dans un milieu infini, p la concentration particulaire, et k une constante que les auteurs ont estimée par le calcul, égale à 7 pour le sang, mais qu'ils ont trouvée expérimentalement égale à 5,8. L'écart entre les deux chiffres doit être selon eux, attribué à la déformation des globules rouges au cours de leur chute. Toute cette théorie est cependant loin de s'appliquer à une étude quantitative de la V.S. parce qu'elle donne une vitesse limite pour une chute dans un milieu d'étendue infinie, alors que la baisse du niveau de décantation du sang se fait avec une vitesse généralement variable, et que le freinage de la chute des globules dans un volume fini, dû à la viscosité est majoré par le reflux du liquide ambiant déplacé par le dépôt de base*. Elle permet néanmoins de se rendre compte du rôle que jouent divers facteurs sur ce que l'on appelle la VS.

Ainsi celui de la densité des particules: Un sang leucémique sédimente en laissant ses leucocytes à la surface du

niveau de décantation, la densité des globules blancs étant inférieure à celle des hématies.

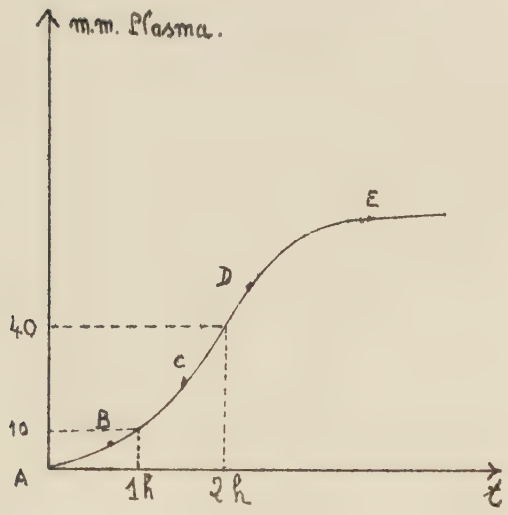
La concentration globulaire ou hématocrite diminue la VS parce qu'elle renforce la gêne du reflux lorsqu'elle augmente.

La température élève la VS parce qu'elle diminue la viscosité plasmatique et probablement renforce les agrégats. Pour Fahraeus, une élévation de IO° peut faire doubler la VS.

Le diamètre du tube, sa hauteur, son inclinaison modifient le courant de reflux et par là, considérablement la VS. Ainsi un sang ayant décanté de IOmm à la I°heure dans un tube de Westergreen tenu vertical décantera aussi de IOmm en I5 minutes dans le même tube incliné à 45°. L'école Lyonnaise emploie plus volontiers des tubes plus gros et inclinés qui permettent d'avoir plus rapidement des résultats comparables à ceux donnés par la technique de Westergreen.

La viscosité plasmatique varie en général peu d'un sang à un autre. Son rôle est dépassé par celui, de beaucoup le plus important, de la tendance des hématies à former des agrégats réversibles où elles se trouvent empilées en des rouleaux cylindriques bien réguliers. Lorsqu'un sang est mis à sédimenter, les hématies tout d'abord peu agrégées, par suite de l'agitation due aux manipulations, s'accolent en rouleaux de tailles croissantes, à mesure que le calme revient et que la décantation s'opère. La trop grande concentration globulaire,de plus de 40% normalement, et la forme allongée des empilements ne permettent pas de décrire la chute de ces derniers par une relation de Stokes même modifiée. Cependant on peut valablement estimer que la vitesse moyenne de chute d'un rouleau est proportionnelle à sa longueur, donc au nombre de ses hématies, et en outre que, selon une relation établie par Von Smoluchowski, jusqu'à une certaine limite, ce nombre n est une fonction linéaire du temps. Si le rouleau

est pris à la couche supérieure au niveau de la surface de décantation, sa chute se confond avec la baisse de ce niveau et va s'inscrire selon une courbe d'allure parabolique; (ABC)



puisque la vitesse de cette baisse, proportionnelle à n, est une fonction linéaire du temps. Lorsque le niveau rejoint celui du dépôt d'hématies, point d'inflexion de la courbe, entre C et D, l'ensemble forme un réseau unique à mailles plus ou moins serrées selon la taille moyenne des agrégats, laissant entre elles des canalicules d'autant moins fins que les agrégats sont eux-mêmes plus volumineux. Cette éponge se tasse sous son propre poids en exsudant le plasma emprisonné. ELLE diminue progressivement d'épaisseur, selon une courbe d'allure exponentielle décroissante(CD) (N.N.Bich. Thèse 1961).

Il arrive un moment où le tassement pratiquement s'arrête: Le plasma est considéré comme ayant entièrement été séparé des globules, et l'on obtient directement l'hématocrite par une simple lecture(Rothe, Westergreen, Lundgren, Fahraeus Dognon et Simonot). Les temps qui correspondent aux diverses phases de la sédimentation varient pour un sang donné, selon les dimensions du tube, et pour un tube donné, selon les échantillons. La zone du point d'inflexion peut durer plusieurs heures, lorsque les hématies ont une faible tendance à s'accoler. La vitesse de chute y parait constante, et E.Ponder a proposé de l'appeler la vraie vitesse de sédimentation. Il est évident que toutes choses égales par ailleurs, cette zone s'étendra d'autant plus longtemps que le tube est plus long. Pour un tube de longueur infinie, elle durera infini-

ment;la vitesse de chute limite sera une constante et sera atteinte lorsque les chances pour deux rouleaux de se toucher seront nulles.*

De nombreux appareils appelés "sédigraphes" permettent d'obtenir directement la courbe de la sédimentation. Ils sont d'un maniement délicat et exigent chaque fois un développement photographique. Plus récemment, Bénézech et Llory (1961) ont mis au point un procédé basé sur la mesure à l'aide d'une cellule photo-électrique, de l'intensité d'un faisceau lumineux transmis à travers le tube. Un suiveur de spot trace en fonction du temps, la variation de cette intensité. Or celle-ci varie lorsque le faisceau est plus ou moins occulté par la colonne d'hématies, la courbe tracée donne directement la baisse du niveau de décantation en fonction du temps.

La technique de Westergreen est d'application commode et apporte une bonne information aux cliniciens. On lui reproche cependant de donner parfois les mêmes chiffres de VS à la I° et à la 2°heure pour deux échantillons qui ont deux courbes de sédimentation totalement différentes. Parfois aussi des indications aberrantes sont données en première et plus rarement en deuxième heure à cause d'une phase dite de démarrage. Enfin l'hématocrite qui perturbe considérablement la VS dans le sens précédemment indiqué est rarement mesuré avec elle. On conçoit l'importance des erreurs d'interprétation qui peuvent être commises lorsque l'on sait qu'un sang anémique, mais non pathologique, a une VS élevée, alors qu' un sang polyglobulique très pathologique donne une VS normale. Des tableaux et des abaques ont été dressés afin de permettre de corriger les valeurs de la VS en fonction de l'hématocrite. Rares sont les praticiens qui s'en servent. L'appréciation de la VS par la mesure optique du taux d'agrégation des hématies trouve tout son intérêt dans ce sens qu'elle nous libère de la sujétion de l'hématocrite.

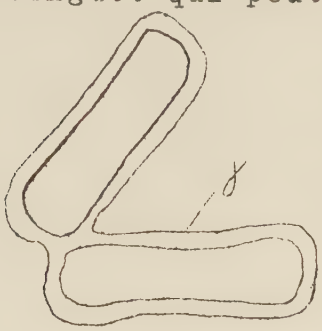
2/ L'agrégation réversible des hématies est à distinguer de leur agglutination irréversible ou plus difficilement réversible. Dans le premier cas, deux hématies en contact accidentel par leur bord tendent à glisser l'une sur l'autre de façon à s'accoler par une surface maximale, qui est leur surface discale. Peu à peu, l'empilement s'allonge par l'adjonction de nouveaux globules. Les courants de convection l'entrainent et lui font subir des chocs de la part d'autres agrégats, qui de temps à autre le rompent. Pour un état de température et de mouvement donné, un équilibre dynamique s'établit entre allongements et ruptures. Cela permet de définir pour l'ensemble un taux moyen n d'hématies par agrégat.

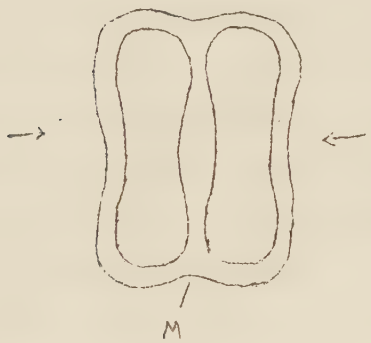
l'agglutination maintient deux hématies en contact accidentel dans la même position relative: Elles ne peuvent pas glisser l'une sur l'autre. Les forces de liaison sont plus fortes que précédemment et semblent procéder d'un facteur stérique qui les localise. Un amas d'hématies agglutinées ne possède pas d'axe privilégié comme un rouleau. Il emprisonne du plasma entre les globules alors que le rouleau en expulse sous l'action de forces telles que l'épaisseur moyenne d'une hématie peut diminuer jusqu'à 40% et sa largeur augmenter de 3% (E.Ponder). Il faut une énergie mécanique importante pour rompre une agglutination. Aussi celle-ci n'a aucune chance d'être démolie par les chocs, et sa taille ne peut qu'augmenter. Sa sédimentation est par conséquent très rapide, et la viscosité d'un sang où les globules sont agglutinées, grande .

L'agglutination procède souvent d'une réaction entre anticorps circulants et antigènes logés dans la membrane hématique. La répartition des antigènes ne doit pas être continue,ainsi les forces de liaison sont-elles localisées.

L'agrégation procède de la présence dans le plasma de macromolécules allongées, en chaînes linéaires, telles le fibrinogène. Ces molécules sont adsorbées autour du globule,

dans la couche protéinique antésphérisante de Ponder et Furschgott qui peut selon ces auteurs atteindre jusqu'à I μ d'épaisseur. Entre cette couche et le plasma, existe une surface de séparation ayant une certaine énergie interfaciale γ non nulle dans la majorité des cas, d'autant plus grande que la macromolécule d'enrobement est moins soluble. Lorsque deux globules s'accolent, ces énergies interfaciales, γ sont remplacées à la surface de contact par une énergie interfaciale protéine-protéine qui est nulle: La surface de contact tend à s'agrandir spontanément.





L'accolement terminé, l'interface entre couche d'adsorption et plasma présente une courbure à la jonction M des deux globules. Entre ceux-ci, une dépression laplacienne est créée qui tend à les rapprocher davantage, et à les aplatir. En outre, l'interface de l'ensemble agit comme un sac élastique et renforce la cohésion du rouleau. Les macromolécules plasmatiques les plus efficaces pour cette action semblent être le fibrinogène, puis les sérumglobulines, dont l'haptoglobine(Jayle); viennent ensuite les sérum-albumines et les lipides, dont l'action semble être pratiquement très faible.

In vitro, des hématies lavées, placées dans une solution isotonique de chlorure de sodium se transforment en oursins et ne s'agrègent pas. L'adjonction de macromolécules linéaires telles que le fibrinogène ou le polyvinylpyrrolidone (A.Dognon et Nguyen-Ngoc-Bich) fait reformer les rouleaux.

In vivo, le sang foetal ne contient que des hématies isolées, non agrégées, et l'on notera qu'il est peu oxygéné et pauvre en fibrinogène. Il semble que l'on puisse attribuer aussi à la chute du taux de fibrinogène, en même temps qu'à la libération d'histamine, la démolition des agrégats observée dans les états de choc, et traduite par la couleur rutilante du sang.

Lorsque les hématies ne sont pas de forme discale, l'accolement ne peut plus se faire. Aussi les oursins du sang vieilli, les hématies falciformes de la drépanocytose, et celles de la sphérocytose et de l'anisocytose restent-elles bien dispersées dans le plasma. Les sangs correspondants sédimentent dès lors très lentement, à moins qu'ils ne soient en même temps anémiques. La dispersion des hématies est favorisée aussi par une faible énergie interfaciale γ, c'est-à-dire une grande capacité de solvatation de la couche antisphérisante ou une densité de charge superficielle élevée. Comme ces deux phénomènes augmentent le volume cinétique du globule, il est à prévoir que des sangs naturellement peu agrégés peuvent avoir une très grande viscosité apparente, tel le cas par exemple de la drépanocytose.

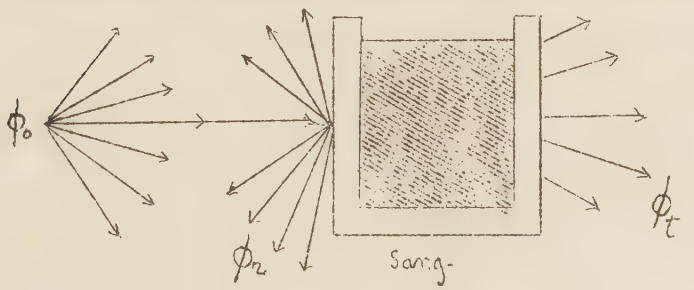
L'agrégation des hématies apparaît d'après tout ce qui précède comme un facteur très important de la rhéologie du sang. Elle conditionne aussi bien son écoulement que sa sédimentation. C'est le plus souvent par son intermédiaire que les autres facteurs agissent. Aussi a-t-il paru intéressant d'approfondir son rôle et pour cela d'étudier la corrélation qui peut exister entre elle et la viscosité apparente. La mesure n'a été rendue possible que grâce à une méthode optique mise en oeuvre par A.Dognon, P.Suquet et Nguyen-Ngoc-Bich, et que nous avons sensiblement améliorée sur les indications de ce dernier auteur. Nous allons l'examiner, ainsi que la technique que nous avons adoptée pour la mesure de la "viscosité apparente" du sang.

- II - LES METHODES ET LES MOYENS

A - MESURE DU TAUX D'AGREGATION DES HEMATIES

I/ Le principe de la mesure a été indiqué par A.Dognon et P.Suquet. Il est basé sur le fait d'observation courante suivant: Lorsqu'on observe par réflexion un échantillon de sang, il paraît d'une certaine couleur rouge foncé. Qu'on l'agite, et la couleur vire au rouge vif. La raison en est qu'au repos, les hématies forment des agrégats en rouleaux qui réfléchissent moins bien la lumière que ne le font les hématies dispersées par l'agitation.

Un faisceau lumineux qui tombe sur une hématie est en partie absorbé, en partie diffusé par réflexion, réfraction, et diffraction, par les bords dans toutes les directions de l'espace. Une suspension d'hématies absorbe aussi une partie de l'énergie lumineuse incidente, et en diffuse une autre, les hématies jouant individuellement le rôle de petits miroirs partiellement diffusants et partiellement absorbants. La théorie montre que si les hématies sont entièrement dispersées par agitation, le flux ϕ_r rétrodiffusé par l'échantillon recevant un flux incident ϕ_0 de lumière monochromatique diffuse, et le flux transmis ϕ_t, sont reliés par la relation, vérifiée quelle que soit l'épaisseur 1 de l'échantillon:



$$\frac{(\phi_o - \phi_r)^2 - \phi_t^2}{4\,\phi_o\,\phi_r} = b$$

Ryde(1931).

où b est une fonction que Nguyen-Ngoc-Bich a appelée <u>coefficient optique</u> du sang et qui dépend de l'absorption particulaire, de l'absorption interparticulaire ou plasmatique, du volume et de la surface de la particule, et de son pouvoir de rétrodiffusion lumineux.

Si les hématies sont agrégées en rouleaux, on a avec le même flux incident ϕ_o, et les nouveaux flux rétrodiffusés ϕ'_r et transmis ϕ'_t, une relation analogue:

$$\frac{(\phi_o - \phi'_r)^2 - \phi'^2_t}{4\,\phi_o\,\phi'_r} = b'$$

b' étant un coefficient analogue à b. D'où:

$$\frac{b'}{b} = \frac{\phi_r}{\phi'_r} \cdot \frac{(\phi_o - \phi'_r)^2 - \phi'^2_t}{(\phi_o - \phi_r)^2 - \phi_t^2}$$

Lorsque l'épaisseur de l'échantillon est telle que le flux transmis soit négligeable (4 à 5mm d'épaisseur pour le sang normal), la relation devient:

$$\frac{b'}{b} = \frac{\phi_r}{\phi'_r} \cdot \frac{(\phi_o - \phi'_r)^2}{(\phi_o - \phi_r)^2}$$

Dans le cas où le plasma n'est ni diffusant, ni absorbant par lui-même, b et b' s'écrivent:

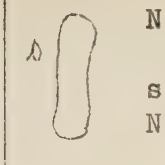
$$b = k/\sigma \qquad\qquad b' = k/\sigma'$$

où k est une constante qui ne dépend plus du volume ni de la surface de la particule, σ la surface totale des hématies dispersées, contenues dans l'unité de volume de l'échantillon, et σ' la surface totale des rouleaux formés par les hématies agrégées du même échantillon, par unité de volume. D'où:

$$\frac{\sigma}{\sigma'} = \frac{b'}{b} = \frac{\phi_r}{\phi'_r} \cdot \frac{(\phi_o - \phi'_r)^2}{(\phi_o - \phi_r)^2}$$

Il sera commode de chiffrer le taux d'agrégation par la valeur de:

$$\boxed{Z = \sigma/\sigma' = b'/b}$$



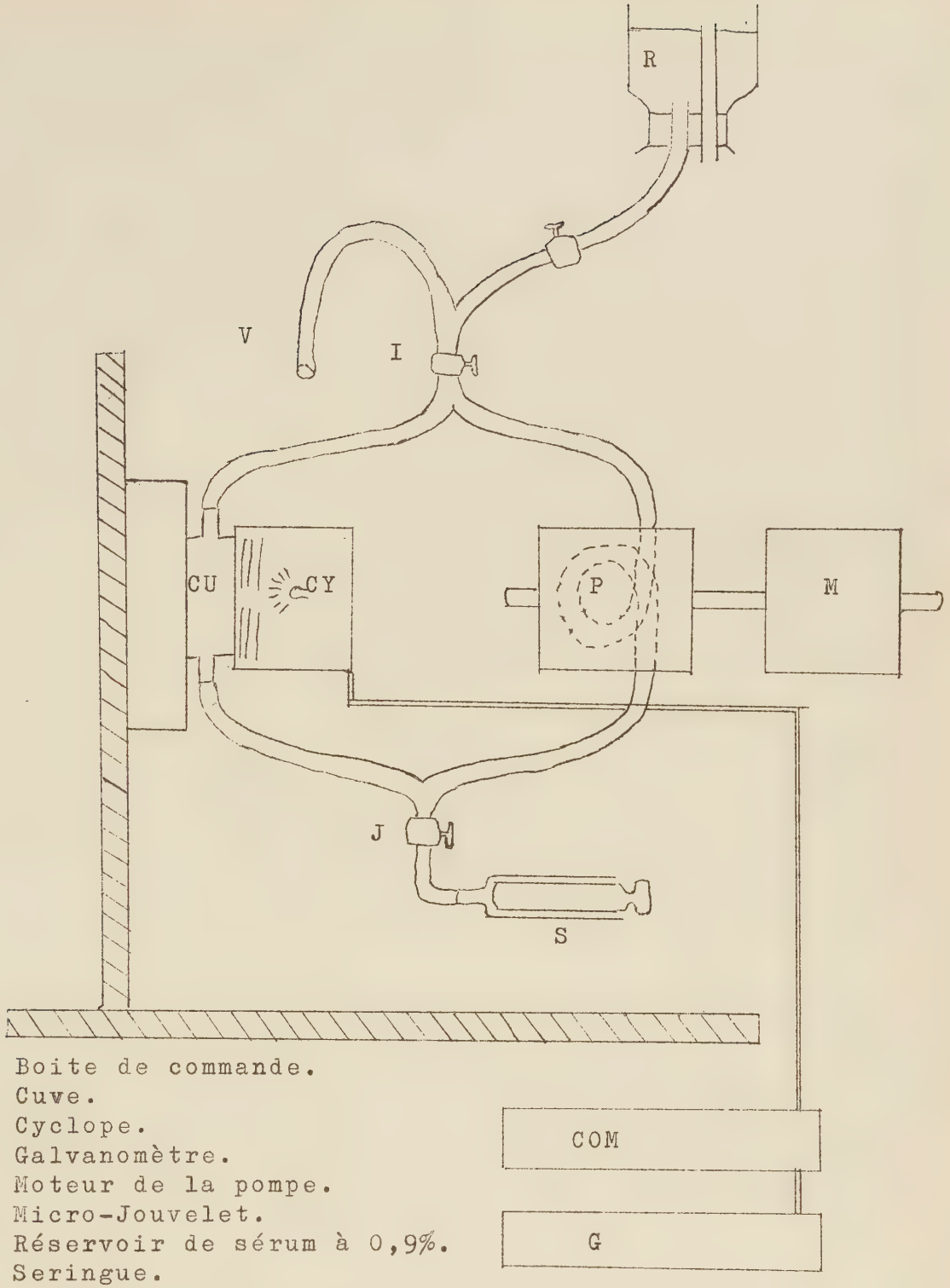
N= Nombre d'hématies par unité de volume.
s= Surface d'une hématie.
Ns= σ = Surface totale des N hématies.

N= Nombre d'hématies par unité de volume.
n= Nombre moyen d'hématies par agrégat.
σ'= Surface d'un agrégat.
N/n= Nombre d'agrégats par unité de volume.
Ns'/n= σ' = Surface totale des agrégats.

$\sigma/\sigma' = ns/s' = Z$

Z est d'autant plus élevé que le nombre moyen d'hématies par agrégats est plus grand. La valeur est donnée par la mesure du flux incident ϕ_o employé, du flux rétrodiffusé ϕ_r' par le sang total, dans un certain état hémodynamique bien déterminé, toujours le même, pour éviter sa sédimentation, et du flux rétrodiffusé ϕ_r pour le même échantillon de sang violemment agité par un écoulement tourbillonnaire pour que ses hématies soient entièrement dispersées.

2/ L'appareillage utilisé est celui qui a déjà servi à Nguyen-Ngoc-Bich pour sa thèse. L'échantillon de sang est placé dans une petite cuve cylindrique en verre dont les parois latérales sont intérieurement argentées et extérieurement noircies, laissant seule transparente une face circulaire, l'autre étant noircie. L'épaisseur de la cuve est de 6mm, suffisante pour rendre négligeable le flux transmis. Deux tubulures la mettent en communication avec, en bas un dispositif de remplissage(seringue s), et en haut un dispositif de vidange(v) et de rinçage(r). Deux robinets I et J permettent d'isoler le sang dans un circuit fermé qui fait communiquer la cuve avec une pompe P, inspirée du système Jouvelet, et de notre fabrication. Cette pompe nous a donné entière satisfac-



COM: Boite de commande.
CU : Cuve.
CY : Cyclope.
G : Galvanomètre.
M : Moteur de la pompe.
P : Micro-Jouvelet.
R : Réservoir de sérum à 0,9%.
S : Seringue.
V : Vidange.

- SCHEMA DE MONTAGE POUR LA MESURE DE L'AGREGATION DES G.R.-

tion: Elle est parfaitement étanche, contrairement à une micropompe du commerce que nous nous sommes appliqués à rendre étanche sans résultat; les globules rouges ne sont pas hémolysés, la came employée n'écrasant pas complètement le tuyau de caoutchouc; le volume compris entre les points I et J est faible. Cuve, Jouvelet, tuyauterie ont un volume qui n'exède pas au total 6cm^3, ce qui est pour nous d'un grand intérêt à cause de la difficulté à se procurer des quantités importantes de sang.

A vitesse très lente du moteur, l'agitation ne contribue qu'à lutter contre la sédimentation sanguine dans l'appareillage. A vitesse rapide, de I00 à I20 tours/min., il nous est possible de détruire les agrégats, et ceci d'une manière réversible ainsi que Nguyen-Ngoc-Bich l'avait signalé dans sa thèse.

"La face libre de la cuve est entièrement recouverte par la tête de l'oxymètre de Brinkmann, dans sa version cyclops (Kipp). Il s'agit d'une enceinte contenant une cellule photoélectrique à couche d'arrêt de forme circulaire, que l'on place devant la face transparente, parallèle à elle, et à une certaine distance.

La lumière incidente provient d'une petite source, de faible intensité, fixée derrière la cellule qu'elle traverse par un trou. L'ensemble est connecté électriquement par l'intermédiaire d'une boîte de contrôle et de réglage à un galvanomètre sensible qui donne la variation du flux rétrodiffusé receuilli par la cellule à chaque instant."

3/ <u>Technique de mesure:</u> Le flux incident ϕ sera mesuré au galvanomètre en posant la tête du cyclops sur une surface blanche parfaitement diffusante, en l'occurence un étalon blanc de carbonate de magnésie fourni par l'Institut d'Optique.

Le flux spéculaire p est le flux que va enregistrer le galvanomètre lorsque la cuve est remplie d'encre de chine. La valeur de ce flux est retranchée de tous les résultats de nos mesures pour éliminer l'effet de réflexion de la face antérieure de la cuve.

Les flux rétrodiffusés ϕ_1 et ϕ_2 sont déterminés sur l'échantillon de sang intact, puis sur la suspension de globules du même échantillon, créée par agitation.

On calcule ensuite les rapports des flux incidents et rétrodiffusés en tenant compte de la correction du flux spéculaire p, soit:

$$\frac{\phi - p}{\phi_1 - p} = \frac{\phi_0}{\phi_2} \quad \text{et} \quad \frac{\phi - p}{\phi_2 - p} = \frac{\phi_0}{\phi_{2'}}$$

Echelle de lecture du galvanomètre:

N	: mesure avec encre de chine	ON = p
SN	: mesure avec sang normal	SN - N = ϕ_2
SH	: mesure avec suspension d'hématies	SH - N = ϕ'_2
B	: mesure avec l'étalon blanc	B - N = ϕ_0

$$\frac{\phi_0}{\phi_2} = \frac{B - N}{SN - N} \qquad \frac{\phi_0}{\phi'_2} = \frac{B - N}{SH - N}$$

Avec ces résultats, le tableau suivant donne directement la valeur du coefficient optique (b ou b'). On en déduit le rapport:

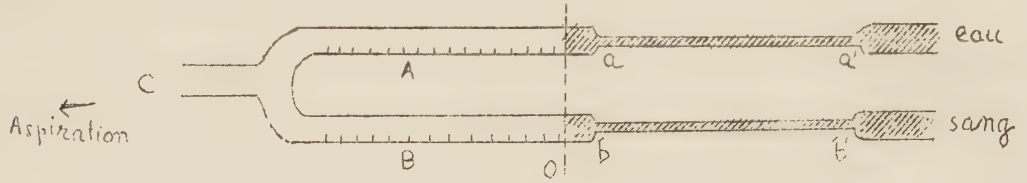
$$Z = \frac{\text{surface de contact hématies/plasma}}{\text{surface de contact agglomérats/plasma}}$$

F/R	b.IO^3	F/R	b.IO^3	F/R	b.IO^3	F/R	b.IO^3
5	800	9,3	I852	I3,6	29I9	I7,9	3989
5,I	824	9,4	I877	I3,7	2943	I8	4024
5,2	848	9,5	I90I	I3,8	2968	I8,I	4039
5,3	872	9,6	I926	I3,9	2993	I8,2	4064
5,4	896	9,7	I95I	I4	30I8	I8,3	4089
5,5	920	9,8	I976	I4,I	3043	I8,4	4II4
5,6	945	9,9	2000	I4,2	3068	I8,5	4I39
5,7	969	I0	2025	I4,3	3092	I8,6	4I63
5,8	993	I0,I	2050	I4,4	3II7	I8,7	4I88
5,9	I0I7	I0,2	2075	I4,5	3I42	I8,8	42I3
6	I042	I0,3	2099	I4,6	3I67	I8,9	4238
6,I	I066	I0,4	2I24	I4,7	3I92	I9	4263
6,2	I090	I0,5	2I49	I4,8	32I7	I9,I	4288
6,3	III5	I0,6	2I74	I4,9	3242	I9,2	43I3
6,4	II39	I0,7	2I98	I5	3267	I9,3	4338
6,5	II63	I0,8	2223	I5,I	3292	I9,4	4363
6,6	II88	I0,9	2248	I5,2	33I6	I9,5	4388
6,7	I2I2	II	2273	I5,3	334I	I9,6	44I3
6,8	I237	II,I	2298	I5,4	3366	I9,7	4438
6,9	I26I	II,2	2322	I5,5	339I	I9,8	4463
7	I286	II,3	2347	I5,6	34I6	I9,9	4487
7,I	I3I0	II,4	2372	I5,7	344I	20	4502
7,2	I335	II,5	2397	I5,8	3466	20,I	4537
7,3	I359	II,6	2422	I5,9	349I	20,2	4562
7,4	I384	II,7	2446	I6	35I6	20,3	4587
7,5	I408	II,8	247I	I6,I	3540	20,4	46I2
7,6	I433	II,9	2496	I6,2	3565	20,5	4637
7,7	I457	I2	252I	I6,3	3590	20,6	4662
7,8	I482	I2,I	2546	I6,4	36I5	20,7	4687
7,9	I507	I2,2	2570	I6,5	3640	20,8	47I2
8	I53I	I2,3	2595	I6,6	3665	20,9	4737
8,I	I556	I2,4	2620	I6,7	3690	2I	4762
8,2	I580	I2,5	2645	I6,8	37I5	2I,I	4787
8,3	I605	I2,6	2670	I6,9	3740	2I,2	48I2
8,4	I630	I2,7	2695	I7	3764	2I,3	4837
8,5	I654	I2,8	27I9	I7,I	3789	2I,4	4862
8,6	I679	I2,9	2744	I7,2	38I4	2I,5	4886
8,7	I704	I3	2769	I7,3	3839	2I,6	49II
8,8	I728	I3,I	2794	I7,4	3864	2I,7	4936
8,9	I753	I3,2	28I9	I7,5	3889	2I,8	496I
9	I778	I3,3	2844	I7,6	3923	2I,9	4986
9,I	I802	I3,4	2869	I7,7	3937	22	50II
9,2	I827	I3,5	2893	I7,8	3964		

B - MESURES DE LA "VISCOSITE APPARENTE" ET DE LA VS

I/ "Viscosité"

a) Principe et appareillage. Nous nous sommes servis du viscosimètre de Hess, spécialement conçu pour la mesure de la viscosité du sang. Il nécessite une très petite quantité de liquide. Rappelons-en le principe:



Dans la branche A du tube en U se trouve de l'eau; dans la branche B, du sang. Les deux sont au même niveau O et remplissent les capillaires aa' et bb'.

On réalise simultanément l'aspiration dans les deux branches par C. Eau et sang circulent dans les deux capillaires identiques aa' et bb'. La pression d'écoulement P qui est réalisée par l'aspiration est la même des deux côtés; la longueur du tube l et le rayon r des deux capillaires sont identiques.

Dans le même temps t

- Ve cm^3 passent dans aa',
- Vs cm^3 passent dans bb'.

Soient η e et η s, les coefficients de "viscosité" respectifs de l'eau et du sang; en appliquant aux deux branches la loi de Poiseuille, on peut écrire:

$$Ve = k \frac{Pr^4 t}{l \eta_e} \qquad Vs = k \frac{Pr^4 t}{l \eta_s}$$

Soit:

$$\frac{Ve}{Vs} = \frac{\eta_s}{\eta_e}$$

Sous l'influence de l'aspiration identique, les deux

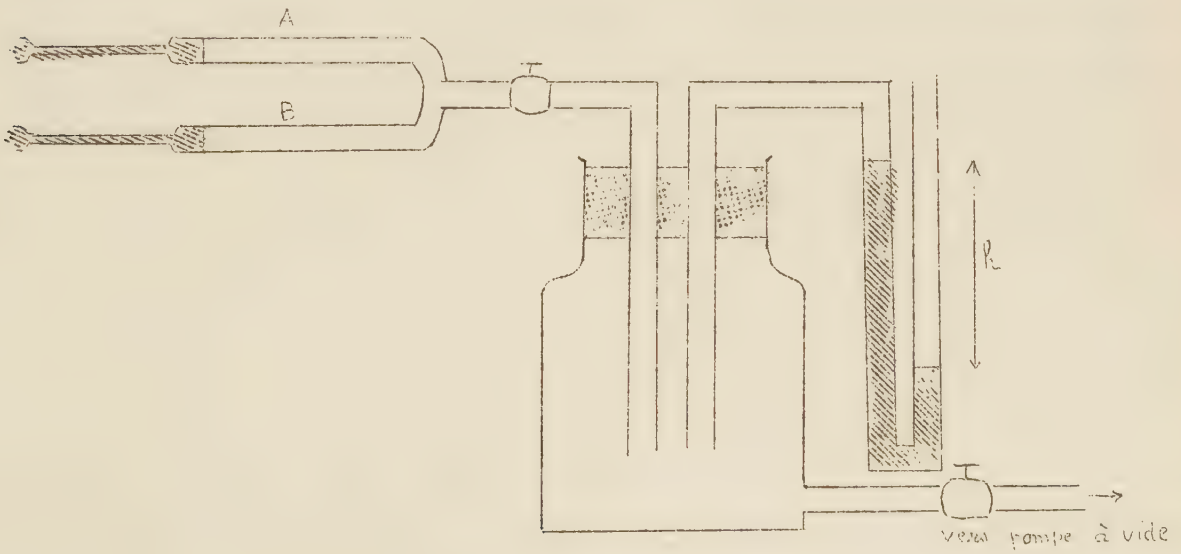
liquides laissent s'écouler à travers les capillaires des volumes Ve et Vs différents dans le même temps t; les sections des branches A et B étant identiques, les distances parcourues **Xe** et **Xs** sont différentes de sorte que l'on a:

$$\frac{Ve}{Vs} = \frac{Xe}{Xs} = \frac{\rho s}{\rho e}$$

Le rapport des coefficients de viscosité est égal au rapport inverse des distances parcourues (lues sur les parties graduées des branches du tube).

L'aspiration C est obtenue par la dépression d'une poire en caoutchouc. La mesure de la viscosité relative se fait donc pour une valeur fixe de la contrainte. Mais ce dispositif ne permet pas de faire des mesures pour des contraintes variables. En outre, la pression donnée par la poire n'est que relativement constante; ainsi l'usure du caoutchouc et la dépression plus ou moins forte de la poire nous a permis de mettre en évidence des variations sensibles.

C'est pourquoi il nous a semblé utile d'adjoindre un petit manomètre où une colonne de mercure nous donne directement sans l'aide de la poire, la pression motrice et sa valeur.



Ainsi, nous avons pu faire des mesures de la"viscosité relative" du sang en fonction de la contrainte. Comme nous l'avons laissé entendre, les résultats obtenus seront des "viscosités apparentes" pour des valeurs particulières de la contrainte. Remarquons d'autre part, que pour des raisons pratiques, nous n'avons pas suivi rigoureusement la technique employée par Hess. Hess faisait ses mesures sur du sang total sans anticoagulant, alors que nous avons dû oxalater nos échantillons pour les empêcher de coaguler pendant le délai de quelques heures qui séparait nos mesures des prélèvements.

Par ailleurs, il semble paradoxal qu'après ce que nous avons dit au premier chapitre, nous reprenions la théorie classique du tube de Hess en nous servant de la loi de Poiseuille qui ne s'applique pas au sang, et d'appeler "viscosité" une grandeur complexe qui n'a pas la même signification physique pour l'eau et pour le sang; nous l'avons fait uniquement pour une question de commodité de langage . En réalité nous aurions dû employer une autre terminologie pour désigner le rapport de la pression d'écoulement au débit, seule grandeur pratique à employer lorsque l'on veut se rendre compte des difficultés opposées par le capillaire à la circulation sanguine. La "viscosité relative" que nous avons mesurée, rapport de deux débits, traduit seulement la plus ou moins grande difficulté offerte au passage du sang, comparée à celle offerte à l'eau dans les mêmes conditions expérimentales.

b) Etudes préliminaires:

Pour vérifier le bon fonctionnement de notre appareillage, nous nous sommes attachés, dans des opérations préliminaires, à faire varier les conditions expérimentales de façon à nous rendre compte si les résultats obtenus étaient conformes aux prévisions théoriques classiques.

Ainsi, avons-nous mesuré la variation de la"viscosité relative" du sang en fonction de la température, toutes choses égales par ailleurs; et ensuite opéré de même avec du sang total, puis avec son plasma, en faisant varier seulement la pression motrice.

En fonction de la température, les résultats obtenus avec divers échantillons sont assez concordants. Sous une pression motrice de 2cm de mercure, une série de mesures faite entre I4° et 39° celsius, et une autre entre 26° et 40° ont montré comme on pouvait s'y attendre, que la "viscosité relative apparente", VR, diminue lorsque la température augmente entre ces limites. En d'autres termes, la température favorise mieux l'écoulement du sang que celui de l'eau dans les capillaires.

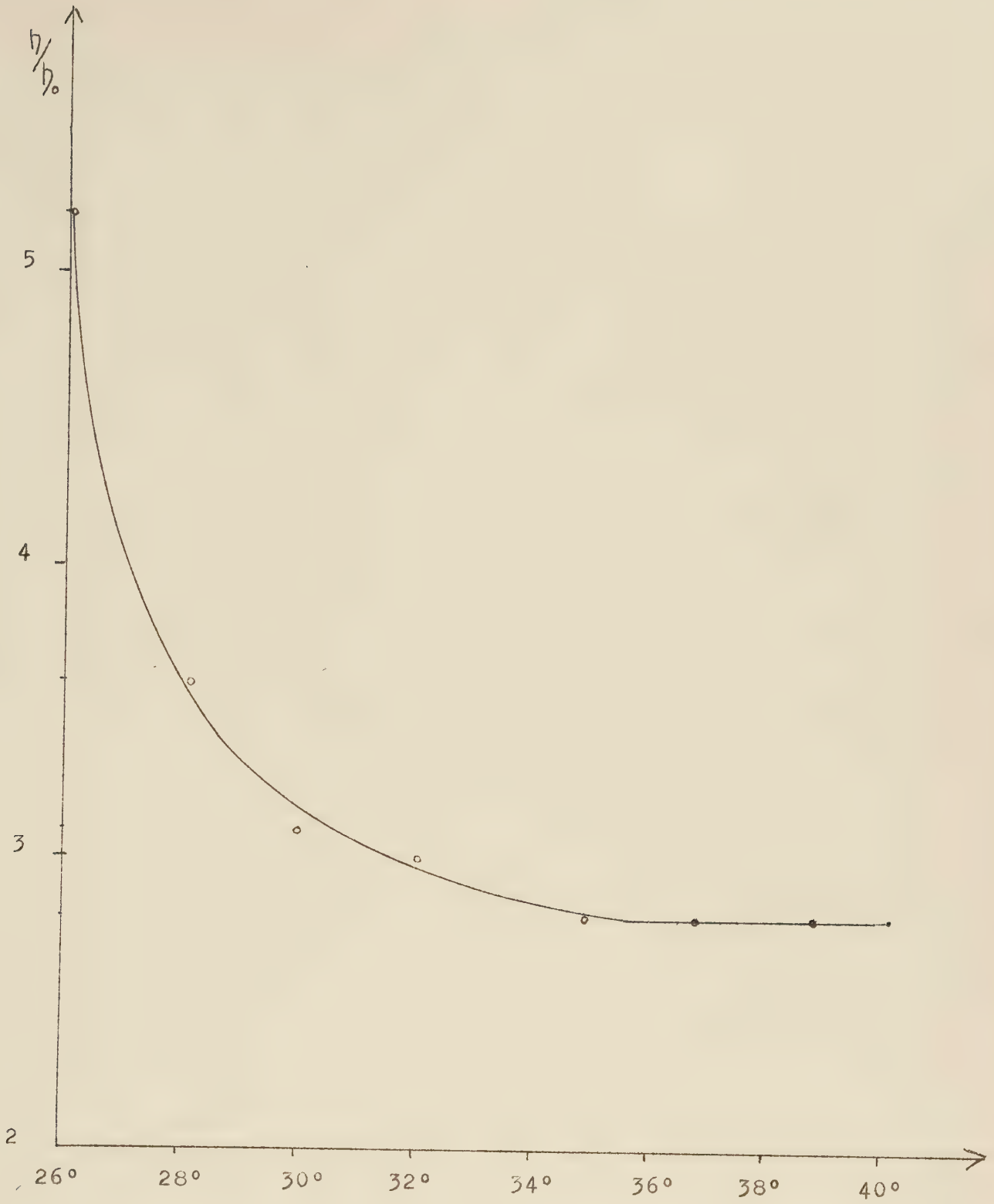
$\theta°$	η/η_0=VR
26	5,2
28	3,6
30	3,I
32	3
35	2,8
37	2,8
40	2,8

I°

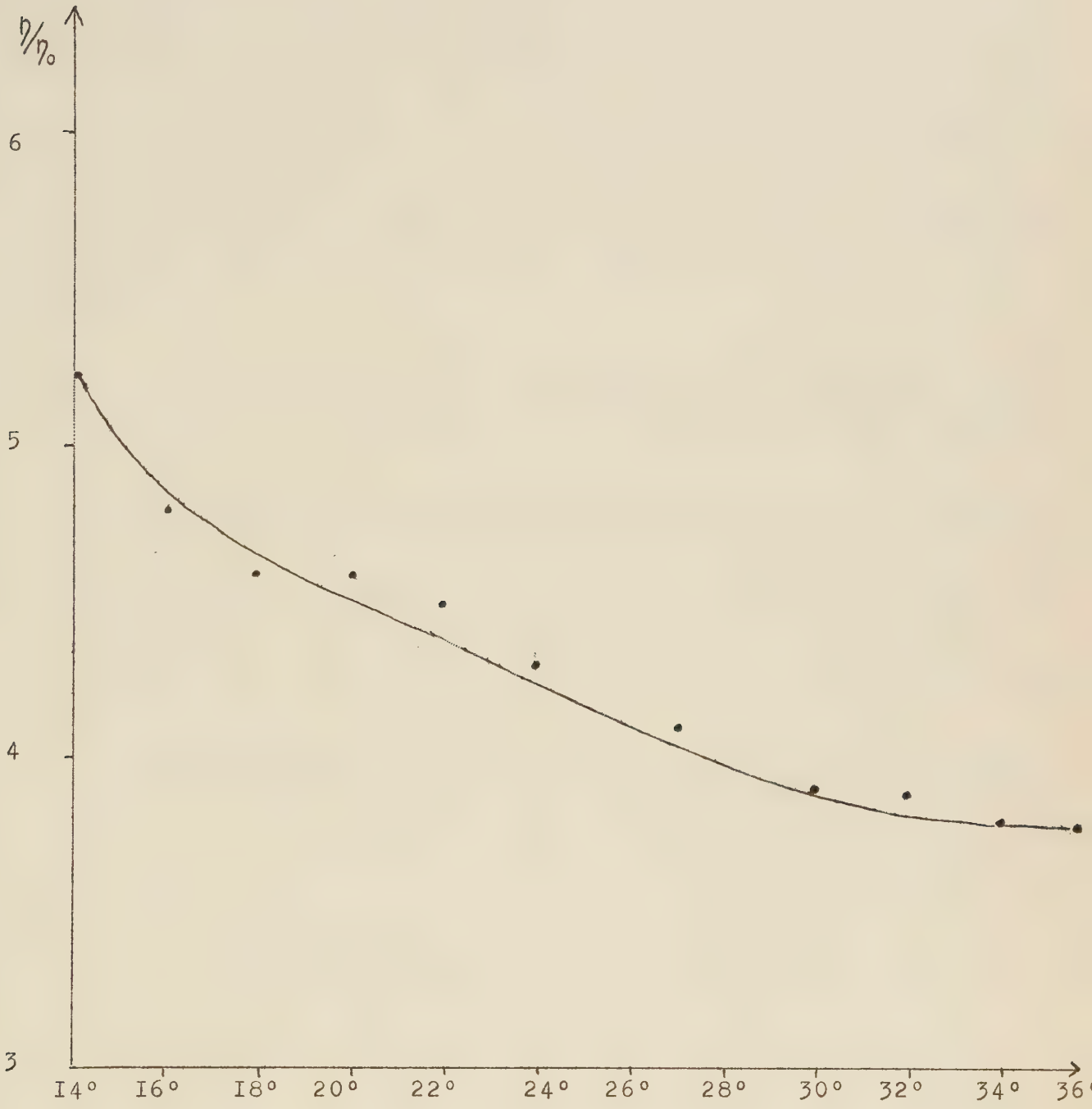
$\theta°$	η/η_0=VR	$\theta°$	η/η_0=VR
I4	5,2	30	3,9
I6	4,8	32	3,9
I8	4,6	34	3,8
20	4,6	36	3,8
22	4,5	38	3,8
24	4,3	39	3,8
27	4,I		

II°

Sur la première courbe, la VR décroît rapidement lorsque la température varie de 26° à 32°, et se stabilise vers 35°. De même, la deuxième courbe montre que la VR décroît, et semble rester constante à partir de 34°. Nos mesures n'ont ja-



-VISCOSITE RELATIVE DU SANG EN FONCTION DE LA TEMPERATURE-



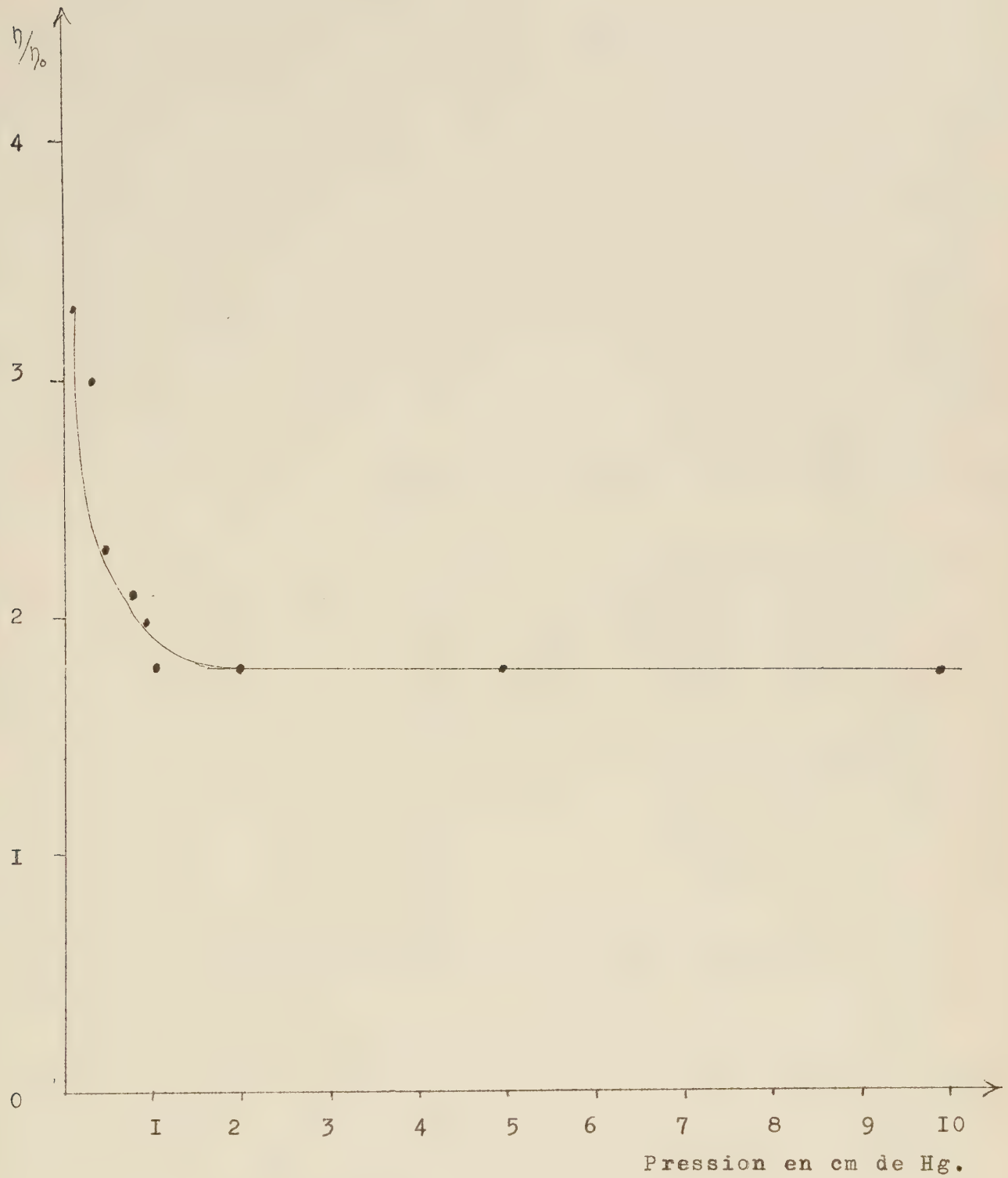
- VISCOSITE RELATIVE DU SANG EN FONCTION DE LA TEMPERATURE -

mais été pratiquées pour des températures supérieures à 40°, notre appareillage ne nous le permettant pas. Il est quand même curieux de remarquer que dans l'intervalle 35° à 40°, la VR reste sensiblement constante. Il semble que ce fait mérite d'être noté, puisque l'intervalle 36°/40° correspond aux limites physiologiques de la température du corps humain. Par ailleurs, ces résultats montrent à l'évidence la nécessité de tenir compte de la VR en cas d'hypothermie naturelle ou provoquée.

En ce qui concerne le plasma, nous avons pensé à mesurer sa VR afin de préciser son influence sur celle du sang total.

- A pression motrice et température constante, la VR du plasma varie très peu d'un échantillon à l'autre, et oscille autour de I,8(8 échantillons de sang considérés comme non pathologiques). Ce résultat est en parfaite concordance avec ceux obtenus d'autre part au viscosimètre à cylindres coaxiaux, au Laboratoire de Physique.
- A pression variable, mais très faible et température constante, le plasma se révèle un liquide non Newtonien. La pression utilisée va de I2 à 0,Icm de Hg. Le tableau suivant donne pour un échantillon la variation correspondante de la VR.

Pression en cm de Hg	η/η_0 =VR
I2	I,8
I0	I,8
5	I,8
2	I,8
I	I,8
0,9	2
0,7	2,I
0,4	2,3
0,3	3
0,I	3,3



- VISCOSITE RELATIVE DU PLASMA EN FONCTION DE LA PRESSION -

A de telles pressions, le sang total se comporte de façon inattendue. Rothman, Hess ont donné la courbe de la variation de la viscosité apparente en fonction de la contrainte. Nous avons vu que cette "viscosité" décroît lorsque la contrainte croît, et finit par atteindre une valeur limite aux contraintes élevées. Ils avaient utilisé une pression motrice supérieure à I0cm d'eau. Il nous a paru intéressant d'observer ce qui se passe pour des pressions inférieures. Les résultats obtenus sont comparables à ceux des auteurs précités pour des pressions de I à I2cm de Hg. Par contre, lorsque la pression motrice continue à décroître de Icm de Hg jusqu'à 0,I, la VR passe par un maximum puis décroît très rapidement. (Voir courbe, tube horizontal).

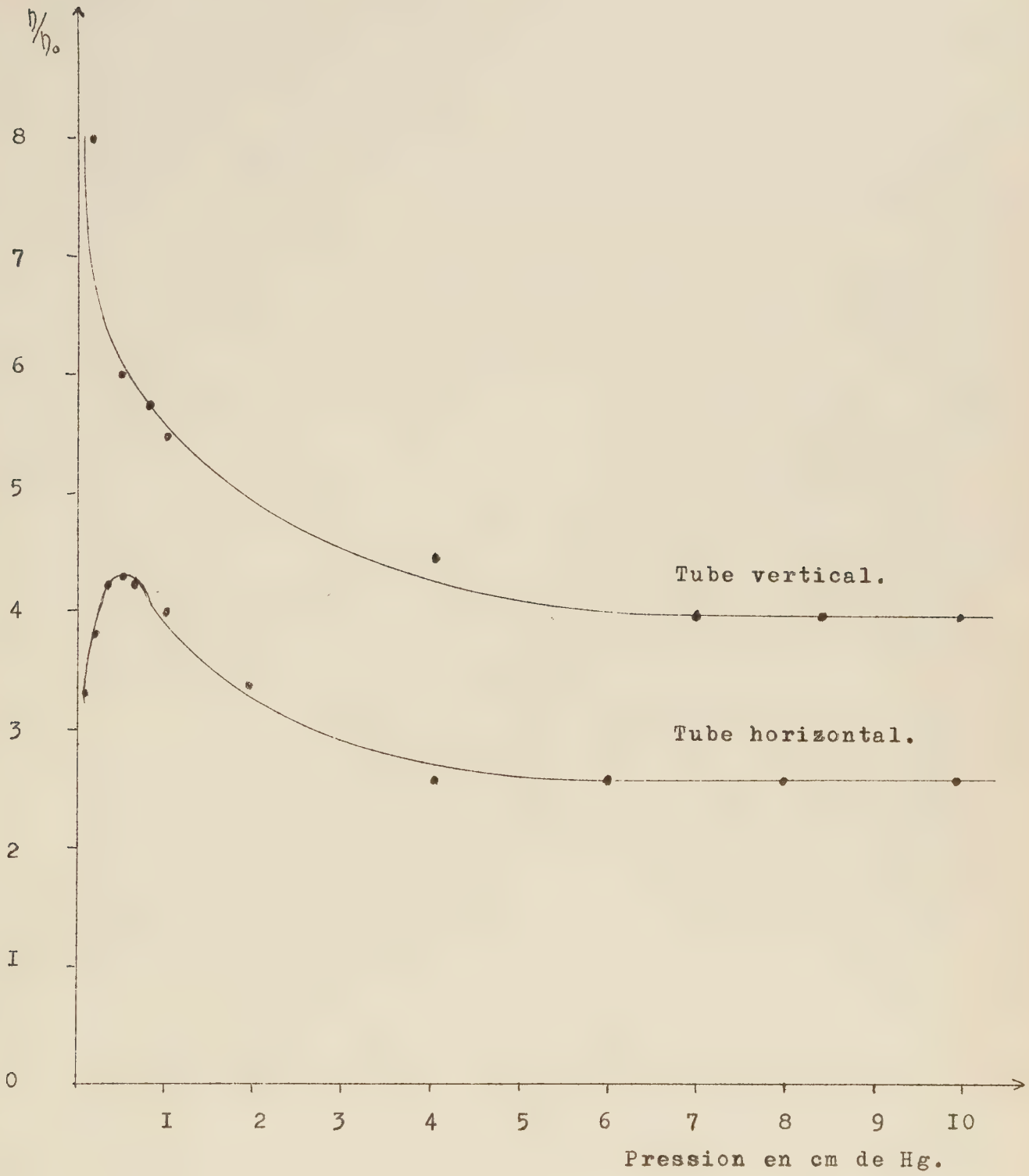
Pression en cm de Hg	η/η_0 = VR
I0	2,6
8	2,6
6	2,6
4	2,6
2	3,4
I	4
0,7	4,2
0,6	4,3
0,3	4,2
0,2	3,8
0,I4	3,4

Tube horizontal

Pression en cm de Hg	η/η_0 = VR
I0	4
8,5	4
7	4
4	4,5
I	5,5
0,8	5,7
0,5	6
0,I4	8

Tube vertical

Comment expliquer ce phénomène? Rappelons d'abord que nos résultats ont été obtenus dans les tubes capillaires du viscosimètre de Hess. Ces tubes ont un diamètre de l'ordre de I00 μ . Comme nous l'avons vu, dans ces petits tubes, le rôle du noyau est prédominant surtout pour de faibles vitesses d'écoulement. Pour une valeur faible de la pression, voisine de 0,5cm de Hg, l'écoulement se fait d'un bloc et sa très

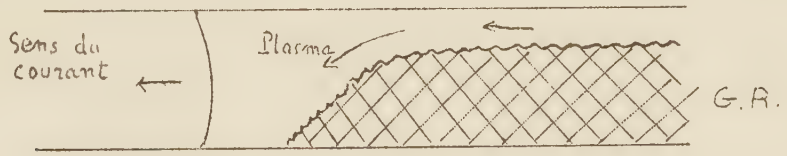


-VISCOSITE RELATIVE DU SANG EN FONCTION DE LA PRESSION-

faible vitesse va permettre aux globules rouges et aux rouleaux de sédimenter. On peut suivre le phénomène au microscope: Un véritable tas d'hématies se déposent peu à peu, tout en avançant très lentement. Le plasma circule séparément dans la partie supérieure du capillaire, et au bout d'un certain temps, continue seul à s'écouler, alors que le sédiment n'avance pratiquement plus.

Ainsi, pour de très faibles valeurs de la contrainte, il s'établit très tôt une séparation nette entre plasma et globules et en fin de mesure, une tranche de plus de Icm de plasma pur en bout de tube. Les résultats des mesures correspondent en somme à un processus complexe d'écoulement et ne traduisent pas une qualité rhéologique bien précise. On ne peut plus parler de "viscosité relative" du moment que le plasma est seul à circuler dans un tube dont la lumière est rétrécie. Cette expérimentation cependant confirme que le plasma s'écoule plus vite que les hématies dans un tube capillaire, du moins dans certaines conditions.

Comment vérifier ce que nous avançons? La méthode nous a été suggérée par le Professeur A.Dognon et le Docteur Nguyen-Ngoc-Bich: Il suffit de dresser verticalement les deux capillaires du viscosimètre de Hess; l'influence de la sédimentation ne joue pratiquement plus et la courbe obtenue(tube vertical) est très proche de celle donnée par le viscosimètre à cylindres coaxiaux.

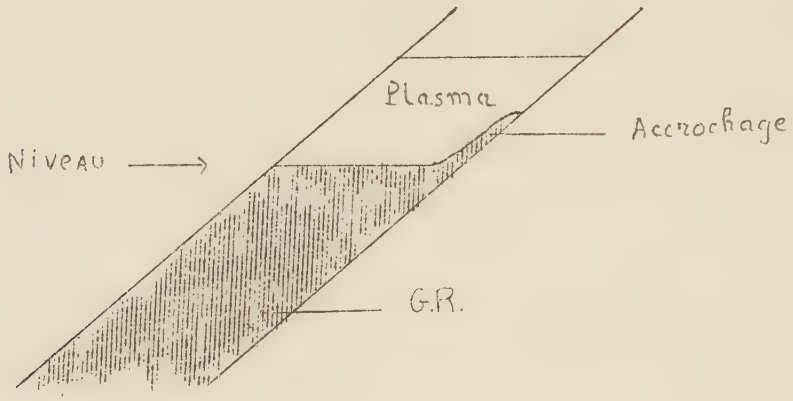


2/ Vitesse de sédimentation:

Nous avons adopté la méthode de Westergreen pour la VS. Cependant nous avons voulu comparer ses résultats à ceux obtenus en vitesse de sédimentation accélérée, avec des tubes inclinés à 45°. Les valeurs observées avec ces derniers à I5 et 30 minutes correspondent théoriquement à celles trouvées à la I° et à la 2°heure au tube droit classique(Cf Barbier). En fait nous avons vérifié cette concordance à 2mm près.

Dans les tubes inclinés, la vitesse de chute des globules est accélérée d'une façon importante, les hématies sédimentent le long de la paroi inférieure du tube, le plasma remonte le long du bord supérieur.

La lecture y est souvent plus délicate parce que les globules glissent souvent assez mal, parfois s'accrochent à la paroi, et rendent malaisée l'appréciation du niveau de décantation.



- III - LES MESURES

A - LES CONDITIONS DE MESURE.

I/ Vitesse de sédimentation:

Après avoir noté la température, nous mettons en route la mesure de la VS.

Retournons plusieurs fois le flacon de sang oxalaté pour annuler les effets de la sédimentation dans celui-ci. Les tubes de Westergreen sont remplis jusqu'à la division 0 et placés sur leur socle.

C'est à partir de ce moment que nous comptons le temps. La vitesse de sédimentation est mise en route sur plusieurs tubes par précaution, soit dans des tubes verticaux, soit dans des tubes inclinés à 45°. Dans le premier cas, la lecture se fera à la I° et à la 2°heure; dans le second cas, elle se fera au bout de I5 et 30 minutes, temps correspondant respectivement aux I° et 2°heure classiques.

2/ Taux d'agrégation des hématies:

Pour les raisons que nous avons déjà signalées, le remplissage de la tuyauterie demandera beaucoup de soins pour éviter la présence de bulles d'air.

Une technique nous a paru satisfaisante; elle consiste à faire le plein du système en opérant de façon successive pour cuve et Jouvelet, à l'aide d'une seringue. La cuve d'abord, le tuyau du Jouvelet étant obturé jusqu'au remplissage complet de celle-ci, puis en procédant de même pour le Jouve-

let. Une fois plein, nous augmentons la pression interne de l'appareil pour supprimer, autant que possible, les phénomènes de "cavitation". Cette augmentation de pression est obtenue, identique pour toutes les mesures, en poussant le piston de la seringue de 2cc supplémentaires après fermeture du robinet I. Nous fermons ensuite le robinet J, obtenant alors un circuit fermé cuve-Jouvelet,"dépourvu" d'air.

Après avoir au préalable mesuré une fois pour toutes, avant chaque série d'expériences,le flux incident ϕ_0 avec un blanc étalon parfaitement diffusant(blanc de magnésie) et le flux spéculaire p sur la cuve remplie d'encre de chine, nous entreprenons de faire celles:

- du flux rétrodiffusé ϕ r sur l'échantillon au repos,Jouvelet immobile,
- et du flux rétrodiffusé ϕ r' sur l'échantillon agité, Jouvelet tournant à 120 tours/mn.

La mesure de ϕr est faite à nouveau quelques minutes après arrêt du Jouvelet. Elle permet de constater régulièrement la réversibilité de la formation des rouleaux, la nouvelle valeur trouvée étant identique à la précédente.

3/ Viscosité sanguine:

Nous opérons à température constante(22°). Pour la pression, nous avons été amené à faire un choix. Nous avons pris deux valeurs qui nous ont semblé justifiées par notre travail préliminaire. La première, 10cm de Hg, car cette valeur se trouve habituellement être dans la région où la viscosité reste pratiquement constante. Pour la suite, nous l'appelerons "viscosité à grande pression". La seconde, 1cm de Hg car nous avons constaté que c'est pour cette pression que la viscosité est en général maximale au viscosimètre de Hess. Nous l'appelerons "viscosité à petite pression".

B - LES RESULTATS.

Cas	VS Ih	VS 2h	ηgde p	ηpte p	Z	Cas	VS Ih	VS 2h	ηgde p	ηpte p	Z
I	40	6I	3	3,4	2,7	30	I0	2I	3,5	3,8	2,25
2	22	48	4,3	4,4	2,2	3I	29	55	4	4,4	2,8
3	26	50	3,6	4	2,45	32	34	59	4	4,2	2,6
4	36	70	3,I	3,8	2,9	33	24	50	3,5	4,2	2,7
5	44	63	3,2	3,7	2,9	34	I4	45	4,2	4,7	2,6
6	6	22	4,3	4,8	2,I	35	50	95	3,I	3,3	3,5
7	33	40	4	5,I	2,35	36	7	I4	4,4	5	I,9
8	22	52	4,8	5,2	2,4	37	I5	37	4,2	4,5	2,3
9	I8	46	3,8	4,3	2,3	38	I6	45	3,8	4,5	2
I0	I0	30	4,9	5,4	2	39	8	40	4,2	4,9	2,3
II	50	80	3,8	4,2	2,95	40	55	90	3,5	3,6	2,9
I2	4	I8	3,6	4,4	I,85	4I	I6	56	4	4,6	2,5
I3	6	20	4,4	5	2	42	26	36	4,6	5,3	2,I
I4	I6	32	4,8	5,2	2,2	43	I3	20	4,7	5,2	2,2
I5	28	64	4	4,2	2,6	44	6	24	6	6,4	I,6
I6	I6	28	4	5,I	I,8	45	36	70	3,7	4,3	2,5
I7	36	56	3,I	3,9	2,7	46	40	6I	4	4,7	2,2
I8	44	62	4,2	4,7	2,7	47	8	33	4,5	4,8	2,5
I9	8	I2	5	5,8	I,7	48	32	65	3,4	4	2,7
20	I0	3I	4,7	5,4	I,90	49	29	44	3,8	4,3	2,4
2I	I0	30	4,7	5,5	I,80	50	42	9I	3,2	3,7	3
22	I9	4I	4	4,4	2	5I	32	66	3,I	3,4	2,9
23	6	I6	4,5	5	I,55	52	24	50	3,4	4,I	2,5
24	20	60	4,I	4,6	2,6	53	I7	32	5,3	5,7	2,05
25	I	I	5	6,3	I,45	54	35	67	3,8	4,3	2,8
26	II	2I	3,6	4,6	2,I	55	9	20	4,2	4,4	I,8
27	30	62	3,7	4,I	2,25	56	30	67	3,5	3,8	2,5
28	22	40	4,2	4,5	2,6	57	23	48	3,4	3,9	2,5
29	22	70	4,2	4,5	2,8						

Vitesse de sédimentation = VS Ih et 2h
"Viscosité grande Pression" = η gde p
"Viscosité petite Pression" = η pte p
Taux d'Agrégation..... = Z

C - INTERPRETATION DES RESULTATS.

I/ Etude des corrélations:

Nous avons représenté les différentes grandeurs envisagées par des diagrammes en portant en abscisse, les variables suivantes,

- vitesse de sédimentation à la I°heure,
- vitesse de sédimentation à la 2°heure,
- "viscosité" mesurée à grande pression,
- "viscosité" mesurée à petite pression,

et en ordonnée, la valeur Z représentant le taux d'agrégation des hématies à un facteur près.

Nous avons obtenu des nuages de points plus ou moins étalés. La forme du diagramme de dispersion, surtout celui représentant la VS à la 2°heure en fonction de Z semble linéaire. Il est intéressant d'étudier le degré de liaison de ces divers paramètres. C'est pourquoi, dans les pages suivantes, nous avons calculé pour chaque diagramme, la valeur du coéfficient de corrélation.

Rappel:

Le coéfficient de corrélation ne peut prendre qu'une valeur comprise entre -I et +I. Lorsqu'il est nul, il n'y a pas de corrélation entre les deux variables. C'est-à-dire, qu'à une valeur d'une des variables, peut correspondre une valeur quelconque de l'autre. Lorsqu'il est égal à +I ou -I, on a pour tous les points du diagramme un alignement parfait. On dit que la corrélation est parfaite, positive ou négative suivant que la fonction est croissante ou décroissante. Enfin la liaison est intermédiaire pour les valeurs comprises entre 0 et |I|.

Etablissons un tableau de corrélation. Pour cela, il nous est nécessaire de choisir des intervalles de classe pour chacune des variables.

Notre étude portera d'abord sur les variations de Z en fonction de la vitesse de sédimentation à la I°heure.

Appelons x, la vitesse de sédimentation à la I°heure,

y, la valeur de Z.

Choisissons des intervalles de classe pour x et pour y et portons respectivement dans les classes ainsi formées, le nombre de points correspondants.

Les points médians étant:

pour x: 5 - I5 - 25 - 35 - 45 et 55mm.

pour y: I,6 - 2 - 2,4 - 2,8 - 3,2 et 3,6.

Le tableau ainsi formé est un tableau de corrélation, il va nous permettre, par un calcul simple, de déterminer le coéfficient de corrélation.

Calcul de la covariance et du coefficient de corrélation. Pour calculer les divers paramètres qui interviennent dans la détermination du coéfficient de corrélation - moyenne, covariance, écart type - on a avantage à se servir de moyennes provisoires pour x et pour y. Dans le tableau de corrélation, choisissons pour x, A = 35 et pour y, B = 2,40.

Si nous appelons f, la fréquence avec laquelle on retrouve un point dans une case; A, la moyenne provisoire de x; B, celle de y; on peut facilement montrer que la moyenne de x, est:

$$\bar{x} = \frac{I}{n} \quad f(x - A) + A$$

et celle de y, est:

$$\bar{y} = \frac{I}{n} \quad f(y - B) + B$$

l'écart type de x:

$$\sigma^2_x = \frac{I}{n} \quad f(x - A)^2 - (\bar{x} - A)^2$$

celui de y:

$$\sigma^2_y = \frac{I}{n} \quad f(y - B)^2 - (\bar{y} - B)^2$$

la covariance:

$$p = \frac{I}{n} \quad f(x - A) \ (y - B) - (\bar{x} - A) (\bar{y} - B)$$

et enfin, la valeur recherchée, le coéfficient de corrélation:

$$r = \frac{p}{\sigma_x \sigma_y}$$

Portons donc, à droite du tableau de corrélation, diverses colonnes dont la première, f_x représente la fréquence trouvée dans la colonne correspondante, la seconde, $(x - A)$ va représenter la différence à la moyenne provisoire(Pour la première colonne horizontale, 55 - 35 = 20), la troisième, $f(x - A)$ étant le produit des deux valeurs précédentes(fréquence par différence à la moyenne), enfin, une dernière colonne, $f(x-A)^2$ produit de la fréquence par la différence à la moyenne, élevée au carré.

Portons de même des colonnes au dessous du tableau de corrélation pour les valeurs de y.

Enfin une colonne supplémentaire, $\sum f_{xy}(x - A)(y - B)$ qui donnera les résultats de la somme des produits des différences à la moyenne par la fréquence.

A ce sujet, il est pratique de noter au fur et à mesure des calculs, les produits des différences à la moyenne en bas et à droite de chaque case.

En définitive, les différents résultats obtenus ne sont qu'une manière commode de calculer:

- l'écart type
- la covariance
- le coéfficient de corrélation.

Calcul pratique du coefficient de corrélation entre Z et VS I°h.

$$A = 35 \qquad B = 2,4$$

$$\bar{x} = \frac{I}{n} \Sigma f(x - A) + A = -\frac{590}{56} + 35 = 24,5$$

$$\bar{y} = \frac{I}{n} \Sigma f(y - B) + B = \frac{0,4}{56} + 2,4 = 2,4I$$

$$\sigma_x^2 = \frac{I}{n} \Sigma f(x - A)^2 - (\bar{x} - A)^2 = \frac{I7300}{56} - I0,5^2 = 209$$

$$\sigma_y^2 = \frac{I}{n} \Sigma f(y - B)^2 - (\bar{y} - B)^2 = \frac{9,7}{56} - 0,0I^2 = 0,I7$$

$$p = \frac{I}{n} \Sigma f(x - A)(y - B) - (\bar{x} - A)(\bar{y} - B) = \frac{260}{56} - (0,0I.I0,5) = 4,5$$

$$r = \frac{p}{\sigma_x \sigma_y} = \frac{4,5}{\sqrt{0,I7}\ \sqrt{209}} = \underline{0,74}$$

Z / VS Ih	I,6	2	2,4	2,8	3,2	3,6	fx	x-A	f(x-A)	$f(x-A)^2$
55				I 8		I 24	2	+20	40	800
45			I 0	4 4	I 8		6	+I0	60	600
35			5 0	9 0			I4	0	0	0
25		I 4	5 0	3 -4			9	-I0	-90	900
I5		8 8	6 0	I -8			I5	-20	-300	6.000
5	4 24	5 I2	I 0				I0	-30	-300	9.000
fy	4	I4	I8	I8	I	I	56		-590	I7.300
y-B	-0,8	-0,4	0	+0,4	+0,8	+I,2				
f(y-B)	-3,2	-5,6	0	+7,2	+0,8	+I,2	0,4			
$f(y-B)^2$	2,56	2,24	0	2,88	0,64	I,44	9,7			
Σ fxy (x-A)(y-B)	96	I28	0	4	8	24	260			

Nous voyons que le coefficient de corrélation r est positif, la fonction est donc croissante. D'autre part, sa valeur absolue 0,74 est assez élevée, il existe une corrélation assez étroite entre le taux d'agrégation des hématies, que nous mesurons par la valeur de Z, et la vitesse de sédimentation à la I°heure.

Ces résultats concordent avec ceux qu'avait trouvé Nguyen-Ngoc-Bich dans sa thèse(coefficient: 0,68); la différence tient certainement aux modifications dans la technique de la mesure de Z.

Remarquons que 0,74 est une corrélation significative, en effet, la sécurité du coefficient de corrélation pour 56 mesures est de 0,26.

L'allure générale de la distribution des points des deux premiers graphiques nous permet de supposer que la représentation de Z en fonction de la VS est linéaire. Hypothèse, qui reste à prouver mais que nous admettons pour la suite de l'exposé. Dans ces conditions, il est utile de déterminer les droites de régression nous montrant la dispersion des divers points.

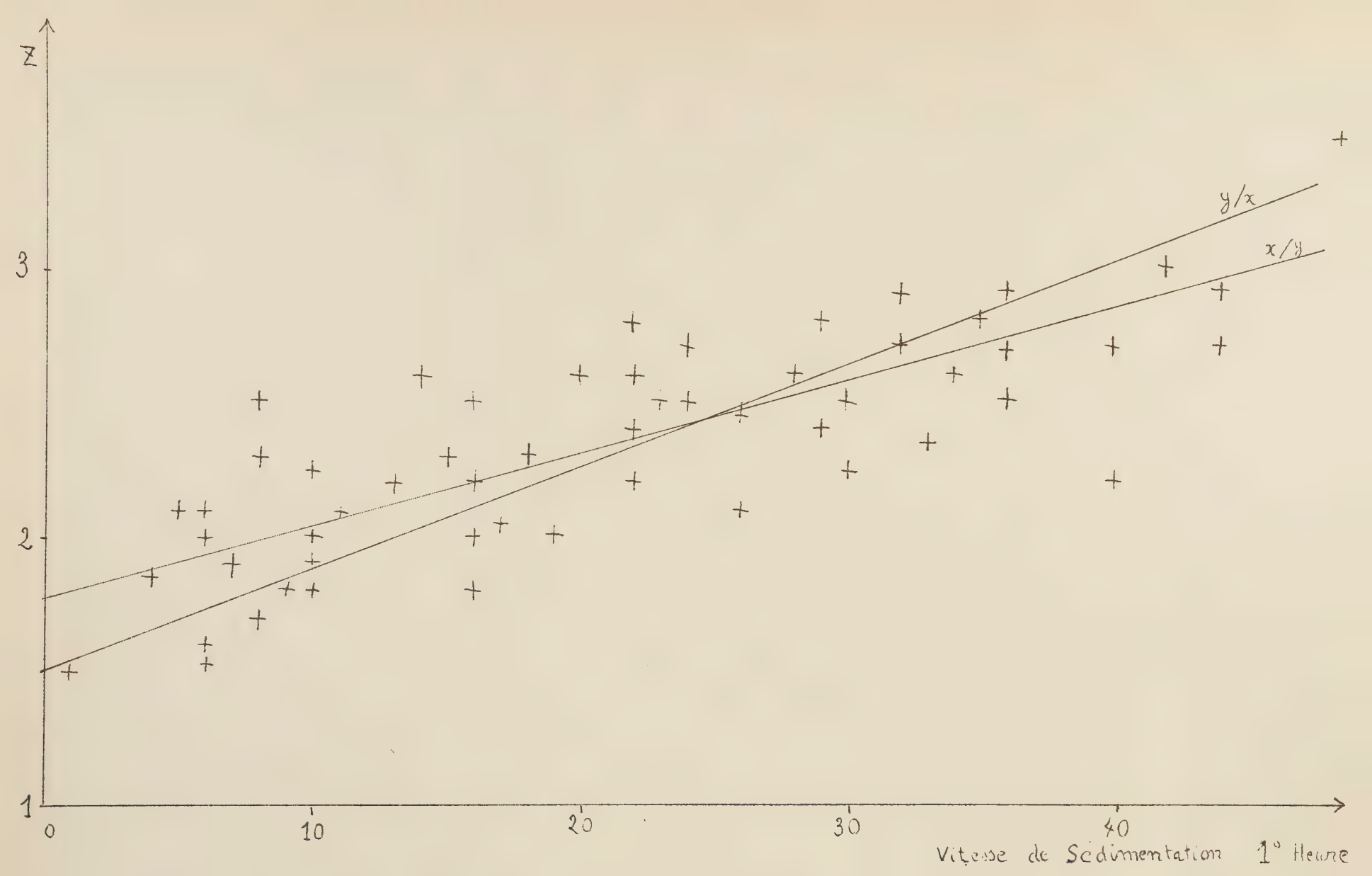
La droite de régression de y/x a pour équation:

$$y - \bar{y} = b_{y/x} (x - \bar{x})$$

Nous connaissons $\bar{y}$ et $\bar{x}$, ainsi que $b_{y/x}$, coefficient de régression donné par:

$$b_{y/x} = p/\sigma^2 x = \frac{4,5}{209} = 0,0215$$

$$\boxed{y - 2,41 = 0,0215(x - 24,5)}$$


Z
3
2
1
0
10
20
30
40
y/x
x/y
Vitesse de Sédimentation 1° Heure

La droite de x/y a pour équation:

$$x - \bar{x} = b_{x/y} (y - \bar{y})$$

$b_{x/y}$ étant égal à $\frac{p}{\sigma^2 y} = \frac{4,5}{0,17} = 26$

$$\boxed{x - 24,5 = 26(y - 2,41)}$$

Pour tracer ces deux droites, il suffit de remarquer qu'elles passent toutes les deux par la moyenne, il est aisé de porter un autre point pour chacune d'elle sur l'axe des y, pour x=0.

<u>Faisons un calcul identique pour Z en fonction de la VS 2°h.</u>

Remarquons qu'il nous sera utile de calculer la moyenne de Z et son écart type, que nous avons déjà déterminés.

$$\bar{Z} = \bar{y} = 2,41$$

A = 45 B = 2,25

$$\sigma_y^2 = 0,17$$

Moyenne de la VS à la 2°h: $\bar{x}$

$$\bar{x} = \frac{200}{57} + 45 = 48,5$$

$$\sigma_x^2 = \frac{26200}{57} - 3,5 = 447$$

$$p = \frac{444}{57} - 0,16 \times 3,5 = 7,23$$

Coefficient de corrélation:

$$r = \frac{7,23}{0,41 \times 21} = \underline{0,84}$$

Coefficient de régression de $b_{x/y}$:

$$b_{x/y} = \frac{7,23}{0,17} = 42,5$$

La droite de régression de x/y a pour équation:

$$\boxed{x - 48,5 = 42,5(y - 2,41)}$$

Coefficient de régression de $b_{y/x}$:

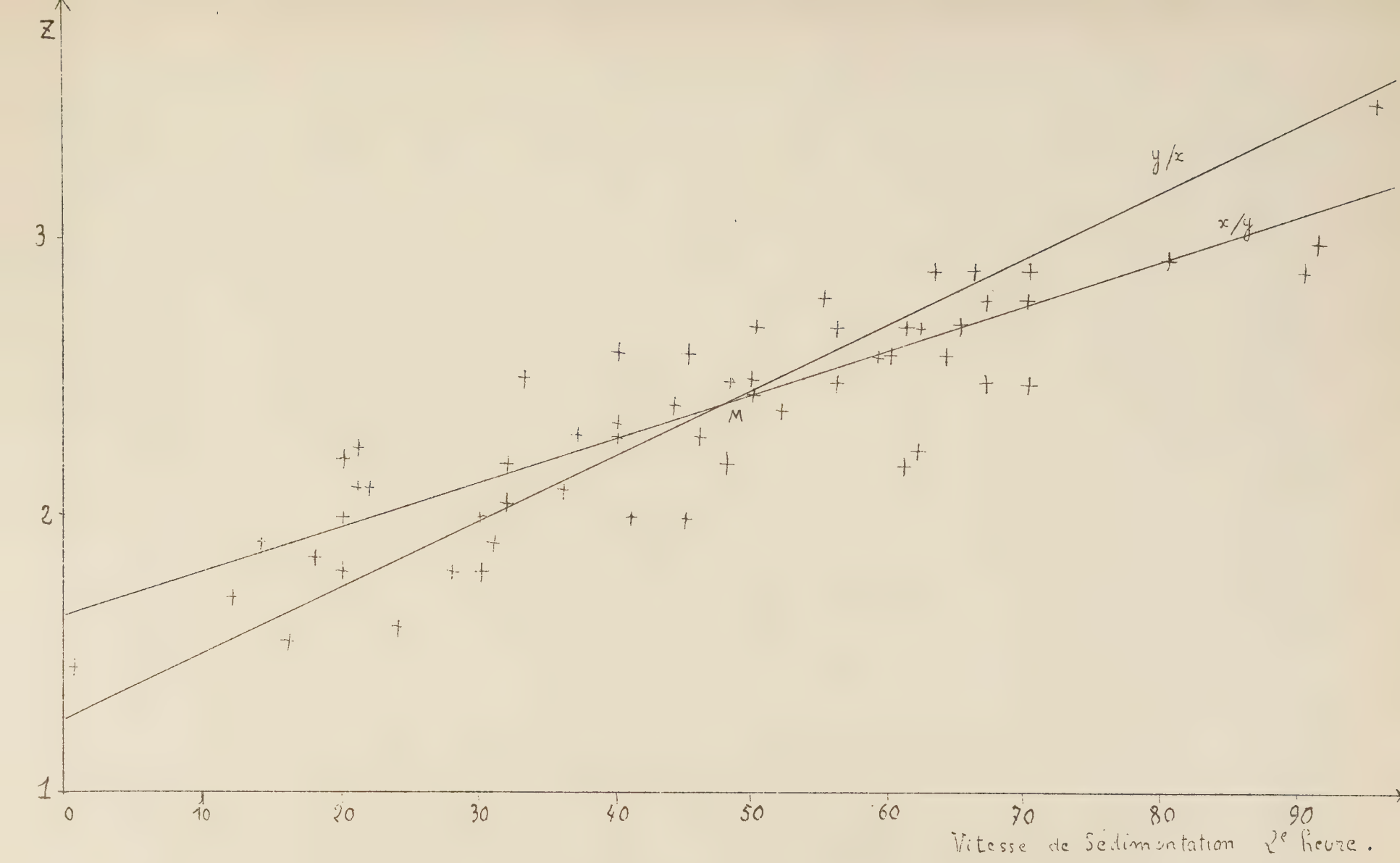
$$b_{y/x} = \frac{7,23}{447} = 0,016$$

Z / VS / 2h	I,65	I,95	2,25	2,55	2,85	3,I5	3,45	fx	x-A	f(x-A)	f(x-A)²
95					I 30	I 45	I 60	3	50	I50	7500
85					I 24			I	40	40	I600
75				I 9	2 I8			3	30	90	2700
65			2 0	4 6	6 I2			I2	20	240	4800
55				4 3	3 6			7	I0	70	700
45		2 0	4 0	4 0				I0	0	0	0
35		5 3	3 0	I -3				9	-I0	-90	900
25	I I2	2 6	4 0					7	-20	-I40	2800
I5	2 I8	2 9						4	-30	-I20	3600
5	I 24							I	-40	-40	I600
fy	4	II	I3	I4	I3	I	I	57		200	26200
y-B	-0,6	-0,3	0	0,3	0,6	0,9	I,2				
$\Sigma f(x-A)$											
(x-A)(y-B)	72	45	0	42	I80	45	60	444			

Enfin la ligne de régression de y/x:

$$y - 2,4I = 0,0I6(x - 48,5)$$

Bien entendu, la corrélation est significative, la sécurité étant un coefficient supérieur à 0,26 pour 57 mesures.


Z
3
2
1
y/x
x/y
M
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
Vitesse de Sédimentation 2e heure.

Calcul du coefficient de corrélation entre Z et la"viscosité relative du sang" par rapport à l'eau(à pression d'écoulement faible).

$$A = 4,25 \qquad B = 2,4$$

Moyenne de la viscosité relative:

$$\bar{x} = \frac{17,5}{57} + 4,25 = 4,55$$

Moyenne de Z:

$$\bar{y} = \frac{0,8}{57} + 2,4 = 2,41$$

Ecarts types:

$$\sigma_x^2 = \frac{31,25}{57} - 0,09 = 0,45$$

$$\sigma_y^2 = \frac{9,88}{57} - 0,01 = 0,17$$

Covariance:

$$p = -\frac{11,2}{57} - 0,01 \times 0,3 = -0,2$$

Coefficient de corrélation:

$$r = -\frac{0,2}{0,17 \times 0,45} = \underline{-0,71}$$

La valeur du coefficient de corrélation est significative puisqu'il suffit qu'elle soit supérieure à 0,26.

Coefficient de régression de x/y:

$$b_{x/y} = -\frac{0,2}{0,17} = -1,2$$

et la droite de x/y:

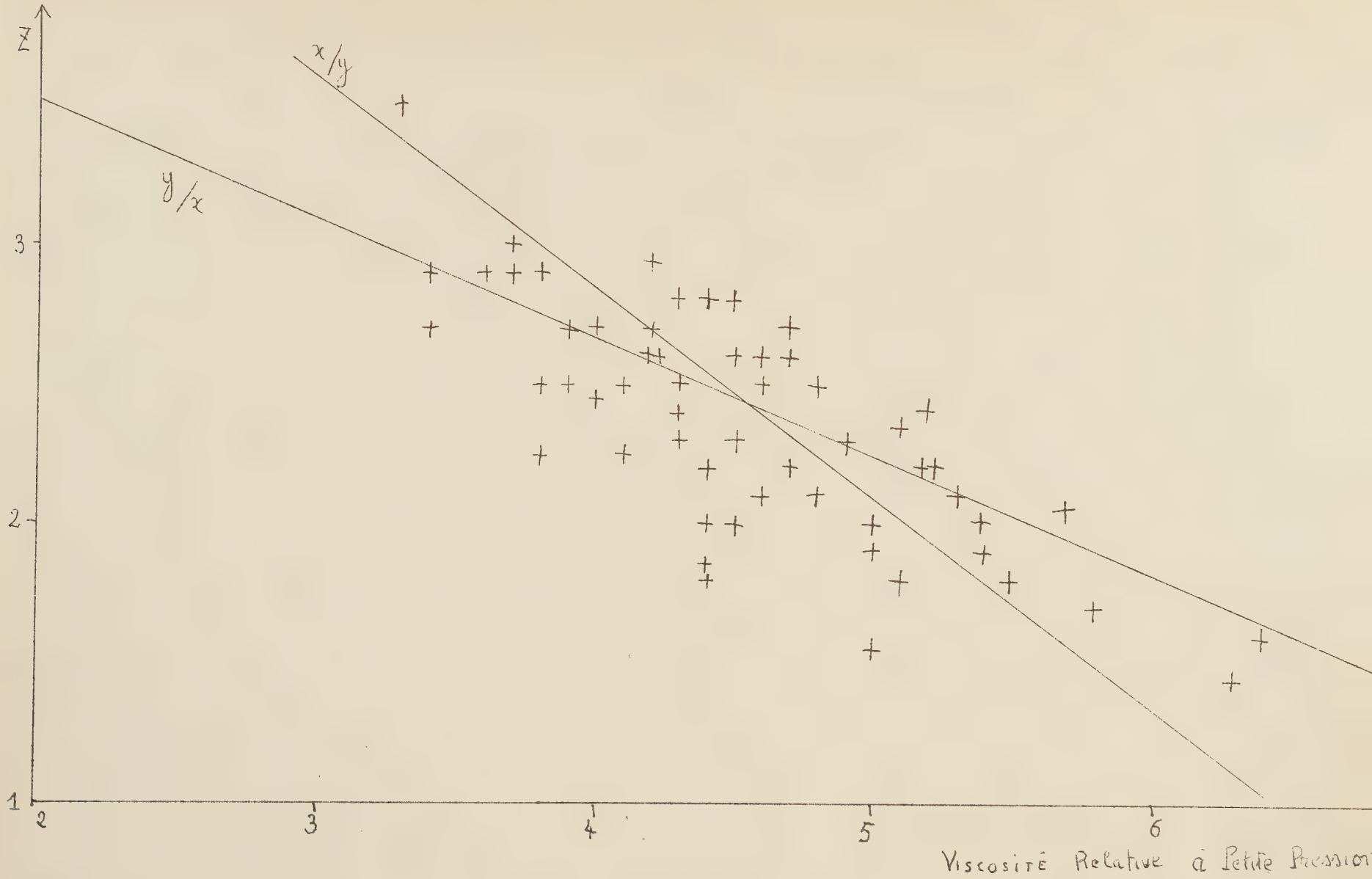
$$\boxed{x - 4,55 = -1,2(y - 2,41)}$$

Coefficient de régression de y/x:

$$b_{y/x} = -\frac{0,2}{0,45} = -0,44$$

et la droite de y/x:

$$\boxed{y - 2,41 = -0,44(x - 4,55)}$$


Z
x/y
y/x
3
2
1
2
3
4
5
6
Viscosité Relative à Petite Pression

Z / η/η_o	I,6	2	2,4	2,8	3,2	3,6	fx	x-A	f(x-A)	$f(x-A)^2$
5,75	3 -I,2	2 -0,6					5	I,5	7,5	II,25
5,25	I -0,8	6 -0,4	4 0				II	I	II	II
4,75		3 -0,2	5 0	5 0,2			I3	0,5	6,5	3,25
4,25		3 0	7 0	7 0			I7	0	0	0
3,75			2 0	4 -0,2	I -0,4		7	0,5	3,5	I,75
3,25				3 -0,4		I I,2	4	-I	-4	4
fy	4	I4	I8	I9	I	I	57		I7,5	3I,25
y-B	-0,8	0,4	0	0,4	0,8	I,2				
f(y-B)	-3,2	5,6	0	7,6	0,8	I,2	0,8			
$f(y-B)^2$	2,56	2,24	0	3	0,64	I,44	9,88			
fxy x-Ay-B	-4,4	-4,2	0	-I	0,4	I,2	-II,2			

Calcul du coefficient de corrélation entre Z et la "viscosité relative" du sang (mesurée à grande pression).

A = 4,25 B = 2,25

Nous connaissons déjà les valeurs de $\bar{y} = 2,4I$ et celle de $\sigma_y^2 = 0,I7$

Moyenne de la viscosité relative à grande pression:

$$\bar{x} = -\frac{8}{57} + 4,25 = 4,II$$

Ecart type:

$$\sigma_x^2 = \frac{2I}{57} - 0,I4 = 0,348$$

Covariance:

$$p = -\frac{I0,65}{57} - (-0,I4 \times 0,I6) = -0,I65$$

Z / V/Vo	I,65	I,95	2,25	2,55	2,85	3,I5	3,45	fx	x-A	f(x-A)	f(x-A)²
5,75	I -0,9							I	I,5	I,5	2,25
5,25	2 -0,6	I -0,3						3	I	3	3
4,75	I -0,3	3 -0,I5	3 0	2 0,I5				9	0,5	4,5	2,25
4,25		5 0	6 0	7 0	2 0			20	0	0	0
3,75		2 0,I5	4 0	4 -0,I5	4 -0,3			I4	-0,5	-7	3,5
3,25				2 -0,3	6 -0,6	I -0,9	I -I,2	I0	-I	-I0	I0
fy	4	II	I3	I5	I2	I	I	57		-8	2I
y-B	-0,6	-0,3	0	+0,3	+0,6	+0,9	+I,2				
$\Sigma f_{xy}(x-A)(y-B)$	-2,4	-045	0	-0,9	-4,8	-0,9	-I,2	-I0,65			

Coefficient de corrélation:

$$r = -\frac{0,I65}{0,59 \times 0,4I} = \underline{-\ 0,68}$$

Traçons les droites de régression et calculons d'abord:

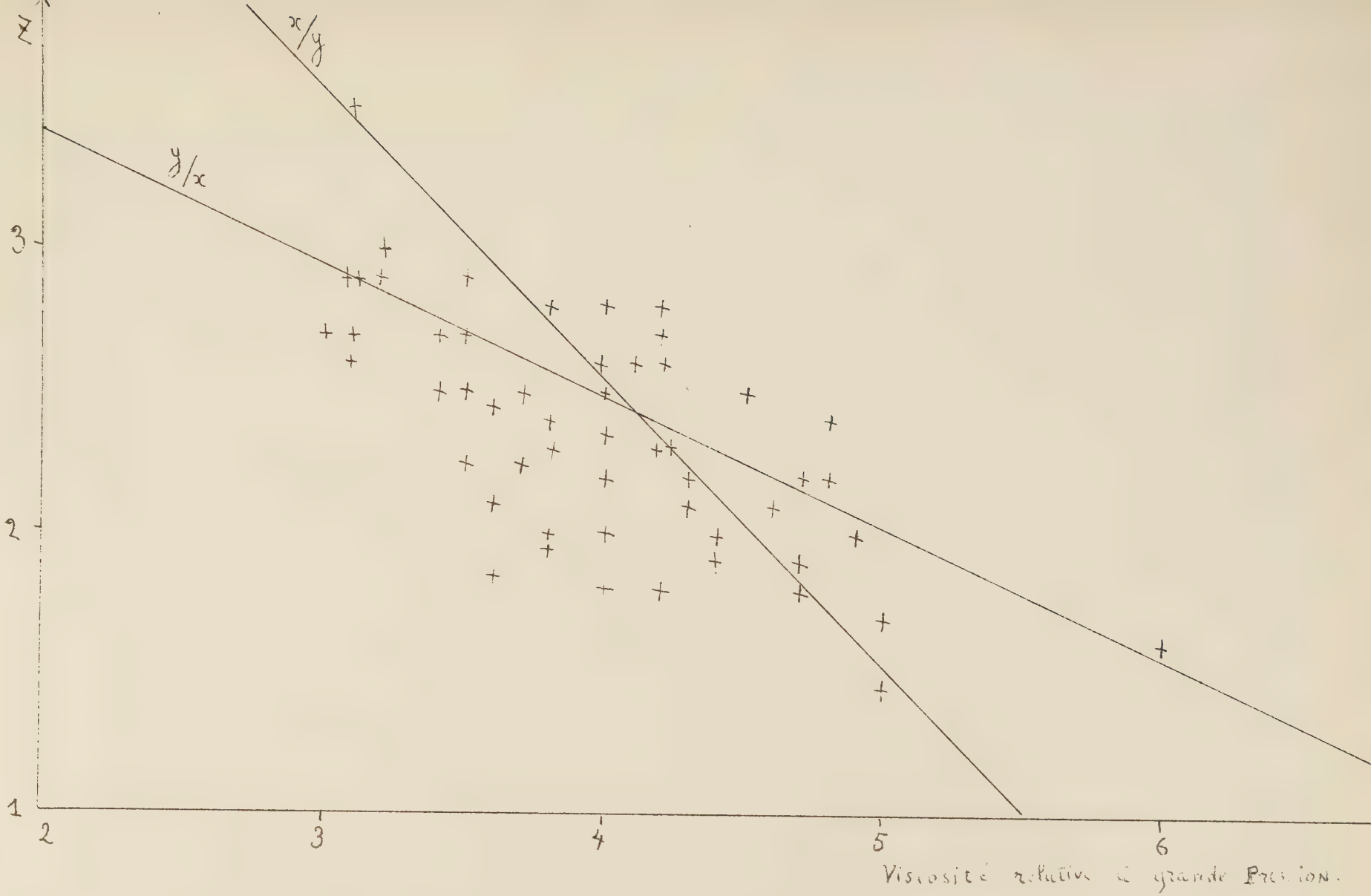
$$b_{y/x} = -\frac{0,I65}{0,348} = -\ 0,47$$

$$b_{x/y} = -\frac{0,I65}{0,I7} = -\ 0,97$$

$y - 2,4I = -\ 0,47(x - 4,II)$	pour y/x
$x - 4,II = -\ 0,97(y - 2,4I)$	pour x/y

En résumé:

Corrélation entre Z et VS		Corrélation entre Z et "Vis.Rel."	
I°H.	2°H.	Petite P.	Grande P.
r = 0,74	r = 0,84	r = -0,7I	r = -0,68



Viscosité relative à grande Pression.

2/ Analyse des résultats. Leur signification.

Notre travail expérimental nous a conduit en définitive, à trois ordres de résultats concernant:

- L'écoulement sanguin dans les capillaires à très faible pression;

- La corrélation entre la vitesse de sédimentation et le facteur de réflexion diffuse de la lumière par le sang;

- La corrélation entre ce dernier facteur et la "viscosité relative" du sang mesurée au tube de Hess.

a) L'écoulement sanguin dans les capillaires à très faible pression est associé à une sédimentation globulaire en tube horizontal: le plasma finit par s'écouler seul, donnant l'impression que la "viscosité apparente du sang" décroit avec la pression, après avoir passé par un maximum.

La vitesse du plasma dans ces conditions est plus élevée que celle des globules. Lorsque la pression motrice augmente, les globules agrégés en rouleaux circulent de plus en plus vite, et perdent de plus en plus d'énergie par chocs contre les parois et frottements mutuels. Vers 1 cm de Hg de pression au tube de Hess, la "viscosité relative" du sang est maximale: l'écoulement est freiné au maximum par ces agrégats, le noyau d'écoulement joue à plein son rôle aux pressions supérieures; les agrégats sont peu à peu démolis, s'écoulent de plus en plus axialement et la "viscosité relative" tend vers une valeur constante, indépendante de la pression motrice; le rayon du noyau diminue et la zone marginale prend son importance. De ce qui précède, l'on est fondé à penser qu'in vivo, un ralentissement circulatoire important peut retarder la circulation des hématies dans certains vaisseaux. La valeur de l'hématocrite des organes où se passe le phénomène doit s'en trouver augmentée.

b) La corrélation trouvée entre la VS et la réflexion diffuse confirme les travaux de Nguyen-Ngoc-Bich et les prévisions de cet auteur:

- Amélioration du coefficient de corrélation trouvé, grâce au dispositif de brassage mécanique qui démolit réversiblement les agrégats de globules sans altérer la membrane de ceux-ci; et par conséquent, mise en évidence d'un facteur de membrane dans la réflexion diffuse.

- Meilleure corrélation avec les chiffres de la VS de la 2° heure. La pleine signification physique de la VS doit se trouver à la vitesse correspondante à l'inflexion de la courbe de sédimentation, c'est-à -dire vers les deux heures.

- Nécessité de corriger la VS de l'hématocrite si l'on veut une corrélation plus étroite.

c) La corrélation entre la "viscosité relative" et l'agrégation des hématies se révèle négative. En d'autres termes, dans les mêmes conditions expérimentales, cette viscosité diminue lorsque le taux d'agrégation augmente. Le résultat paraît être en contradiction avec tout ce que l'on connait jusqu'à ce jour de la question. Car n'est-il pas paradoxal de penser en effet, qu'un sang foetal puisse s'écouler plus difficilement dans le tube de Hess qu'un sang d'infarctus ou de rhumatismaux ?

Le paradoxe n'était pas facile à lever. Si la présence des rouleaux diminue les surfaces de contact entre plasma et particules (par rapport à ce qui se passe avec des hématies isolées) et réduit, par conséquent, les pertes d'énergie par frottement, comment se fait-il qu'au viscosimètre coaxial comme avec le tube capillaire, le sang s'écoule mieux aux contraintes de cisaillement élevées qu'aux contraintes faibles ?

C'est qu'aux contraintes faibles, le noyau est rela-

tivement gros. Les agrégats se heurtent entre eux, choquent les parois, tournoient sur eux-mêmes après les chocs, perturbent l'écoulement et dépensent beaucoup d'énergie. Aux contraintes élevées, les surfaces de contact sont plus développées, mais nous avons vu, avec le cas limite des concentrations faibles, où la relation d'Einstein s'applique, que la viscosité dépend du volume de la phase dispersée et aucunement de sa surface. Aux concentrations fortes, l'orientation des hématies dans les feuillets d'écoulement diminue leurs chances de contact mutuel, donc les énergies perdues par choc, et réduit le frottement visqueux aux seules surfaces de séparation des feuillets. D'où meilleur écoulement de l'ensemble à contrainte égale.

Tous ces faits ayant lieu avec le même sang, la couche d'adsorption à la surface des membranes, et son cortège d'eau de solvatation sont restés inchangés lorsque la contrainte varie.

Lorsqu'au contraire, on étudie l'écoulement de sangs différents au tube de Hess, à un taux élevé d'agrégats correspondent des couches de solvatation peu épaisses, alors qu'à un faible taux correspond une solvatation importante. Il en résulte qu'à hématocrite égal , le volume cinétique dans le premier cas est très inférieur à celui du second, et cela d'autant plus que l'agrégation comprime axialement les hématies des rouleaux et en chasse le liquide plasmatique. Par conséquent, à pression motrice égale, l'écoulement se fait mieux dans le premier cas que dans le second. Un autre facteur agit dans le même sens: des hématies plus chargées s'agrègent moins bien entre elles et subissent davantage l'effet électro-visqueux. Ce résultat pourrait être encore majoré par le fait que l'énergie de surface élevée des hématies des sangs très agrégés doit probablement hausser leur seuil de cisaillement et par conséquent, augmenter la valeur du rayon du noyau

d'écoulement toutes choses égales par ailleurs, par rapport à celui de sangs plus dispersés.

EN RESUME: Pour un même sang, les contraintes élevées dispersent les agrégats et améliorent l'écoulement; pour des sangs différents, à contrainte égale, l'écoulement se fait d'autant mieux que la solvatation et l'effet électro-visqueux sont plus faibles, c'est-à-dire le taux d'agrégation plus élevé.

Une conséquence importante peut se déduire de ce qui précède: In vivo, les difficultés que peut offrir un sang agrégé à sa circulation dans les vaisseaux doivent être moins attribuées à un défaut d'écoulement qu'à l'énergie nécessaire pour briser les agrégats de façon à permettre aux hématies de s'engager dans la lumière des capillaires.

CONCLUSION

Le présent travail a été entrepris dans le but de chercher s'il existe une corrélation entre la viscosité apparente du sang et le taux d'agrégation de ses hématies.

Nous avons montré que l'on peut répondre par l'affirmative et qu'une telle "viscosité" mesurée au tube capillaire de Hess, diminue lorsque l'agrégation augmente.

Ce fait paraît contredire les résultats donnés par de nombreux auteurs qui ont trouvé que la viscosité d'une suspension ou d'une émulsion augmente avec le degré d'agglomération de ses particules.

Cette contradiction n'est qu'apparente. En effet, on sait:

- D'une part, que l'agrégation chasse le plasma d'entre les hématies; en outre, elle les comprime, ce qui réduit d'autant le volume des particules cinétiques.

- D'autre part, que l'écoulement dans les tubes se faisant sous un champ de contraintes non uniforme, permet dans le cas de liquides doués de rigidité, tels que le sang, la présence d'un noyau central. Son importance est d'autant plus grande que le diamètre du tube est plus faible et le taux d'agrégation, plus élevé.

Ce résultat autorise à penser qu'in vivo, la circulation du sang dans les artérioles et les veinules exige d'autant moins d'énergie que les hématies sont plus agrégées entre elles. Aussi l'augmentation de travail que doit fournir

le coeur, chaque fois que cette augmentation s'accompagne d'un taux élevé d'agrégation globulaire, peut-elle dès lors, être attribuée en grande partie, à la dépense d'énergie que nécessite la démolition des agrégats aux bifurcations, permettant aux globules de s'engager dans la lumière des capillaires.

Du point de vue purement médical, il semble, à la lumière de cette interprétation des faits, qu'il ne serait pas sans intérêt, d'étudier d'une façon plus systématique qu'on ne l'a fait jusqu'à ce jour, les variations du taux d'agrégation des hématies et l'énergie d'adhésion de celles-ci, en fonction des circonstances pathologiques et des divers agents pharmaco-dynamiques.

VU & PERMIS D'IMPRIMER:

Le recteur de l'Académie de Paris,
Jean ROCHE

VU:

Le Doyen de la Faculté
de Médecine de Paris,
Léon BINET

VU:

Le Président de Thèse,
André DOGNON

BIBLIOGRAPHIE

- ACHARD G. - Recherches viscosimétriques sur les suspensions d'hématies. Arch.Phys.Biol., I923, 3, 239.

- BARBIER J. et PIQUET G. - Manuel de sédimentation sanguine. Masson.
- BAYLISS, L.E. - In deformation and flow in biological systems. Amsterdam, North-Holland Publishing Co., Ltd, I952, chapter 6.
- BENEZECH C., CAZOTTES P., LLORY J. et MAGNAN de BORNIER B. Rôle de la viscosité dans la sédimentation globulaire. C.R.Soc.Biol., I956, I50, 776.
- BERNOU M. - Sédimentation globulaire et viscosité sanguine. Jouve et Cie, édit.Paris, I935.
- BONARD E.C. et RICCI A. - Agrégation intravasculaire des hématies. Rev.Fr.d'Et.Clin. et Biol., I958,3,779-780.
- BRICARD J. - Diffusion des radiations par les gouttes d'eau en suspension dans l'atmosphère. Handbuch der Physik Ba. XLVIII, S.Flugge/Marburg, Springer, Verlag Berlin.
- BROOM J.C. - Correlation between red cell sedimentation rate and plasma proteins. J.Lab. and Clin.Med.,I937, 22, 998.
- BRUNDAGE J. - Blood and plasma viscosity determined by the method of concentric cylinders. The Am.J. of Physiol I935, II0, 659.

- COPLEY A., KCHRMA K., L.C., and WHITNEY ME. - Humoral rheology. I viscosity studies and anomalous flow properties of human blood systems with heparin and other anticoagulants. J.Gen.Physiol., I942, 26, 49.

- CUTLER JW., PARK F.R. and HERR BS. - Influence of anemia on blood sedimentation. Am.J.M.Sc., I938, I95, 734.
- CUTLER JW. - Standardized technic for sedimentation rate. J.Lab.Clinic.Med., I940, 26, 542.

- DAUGHERTY, RL Hydraulics: A text on pratical fluid mechanics. New-York, Mc Graw-Hill Book Co., Inc., I937.
- DOGNON A. - Considérations sur la photométrie des milieux troubles. Sc. et Industr.Phot., I944, 2°série,T.I6, N°7 et 8.
- DOGNON A. et SIMONOT Y. - La cinétique de la sédimentation globulaire, nécessité d'une technique standard. Paris médical, I947, I33, 266.
- DOGNON A., LOEPER J. et HOUSSET E. - Etude optique de l'agrégation réversible des hématies. Comptes-rend. des séances Soc.Biol., 1949, I43, 769.
- DOGNON A. et SUQUET P. - Sur le pouvoir inflecteur du sang. Com.rend.Scea.Soc.Biol., I957, I5I, IIII.
- DOGNON A. et SUQUET P. - Facteur de réflection diffuse des suspensions de particules colorées. Jour.Chimie-Phy. I957, 8I5.
- DOGNON A., DRUTEL P., SUQUET P. - Facteur de réflexion diffuse d'une suspension d'hématies contenant un colorant. C.R.Ac.Sci., I958, p.930.
- DOGNON A., DRUTEL P., FICZLEVITZ et SUQUET P. - Colloque de Biophy. de Bordeaux. I958.
- DOGNON A., SUQUET P. et NGUYEN-NGOC-BICH - Pouvoir réflecteur du sang;ses possibilités d'applications cliniques Path.Biol., I959, vol.7, I5/I6, 7757.
- DURAND R. et LAFUMA H. - Rhéologie des suspensions aqueuses. B.PERSOZ, I960, I0,I83.

- EASTHAM R.D. - The ery throcyte sedimentation rate and the plasma viscosity. J.Clin.Pathol., I954, 7, I64.
- EVANS P. - Blood viscosity. Lancet, I942, I, I62.

- FAHRAEUS R. - The suspension stability of blood. Physiol. rev., I929, 9, 24I.
- FAHRAEUS R. and LINDQVIST T. - The viscosity of the blood in narrow capillary tubes. Am.J.Physiol., I93I, 96, 562.
- FURSCHGOTT A. and PONDER E. - J.Exp.Biol., I940, I7, II7.

- GLASSER - Medical Physics. Yearbook Publishers, Inc., Chicago, Tomes I, II and III.

- HAAPANEN L. - On the correlation between the sedimentation rate and the red cell count in some diseases of the blood. Acta.Med.Scand., I952, I4I, 367.
- HARDWICKE J., RICKETTS C.R., SQUIRE J.R. - Effect of dextran of various molecular sizes on E.S.R. Nature. G.B., I950, I66, 988.
- HARDWICKE J. - Use of dextran to study erythrocyte sedimentation. Proc.Soc.Med. G.B., I95I, 44, 559.
- HARDWICKE J. et SQUIRE J.R. - The basis of the erythrocyte sedimentation rate. Clin.Sci., I952, II, 333.
- HARRIS 1. and Mc LOUGHLIN G. - The viscosity of the blood in high blood pressure. Quart.J.Med., I930, 23, 45I.
- HAYNES R.H. - The rheology of blood. Ph.D.Thesis, University of Western Ontario, London, Canada, I957.
- HAYNES R.H. and BURTON A.C. - Rol of the non-Newtonian behaviour of blood in hemodynamics. Am.J.Physiol.,I959, I97, 943.

- HAYNES R.H. - Physical basis of the dependence of blood viscosity on tube radius. Am.J.Physiol., I960, I98, II93.
- HAYNES R.H. - The viscosity of erythrocyte suspension.Biophysical J., I962, 2, I.
- HOLBROOK A.A. - Etude de la viscosité en fonction de la numération des globules rouges et influence de la teneur en hémoglobine. Am.J.Med.Sc., I938, I95, 75I.
- HYNES M.B. and WITBY L.E.H. - Correction of sedimentation rate for anemia. The Lancet, I938, 2, 249.

- INOKUCHI K. - Mechanisms of agglomeration of red cells by high polymer compounds. Bull.Chem.Soc.Jap., I95I,24, 78.

- JAYLE M.F. - La vitesse de sédimentation globulaire. Exp. Ann. de Bioch.Med., Masson, éd., I945, 5, I05.
- JAYLE M.F. et BADIN J. - Techniques de dissociation et de mesure des principaux facteurs de la sédimentation sanguine. Rev.d'Hemt., I947, 2, 283.
- JOLY M. - Importance de la Rhéologie en biologie. Persoz, I960, I2, 22I.

- KERMACK W.O., Mc KENDRICK A.G. and PONDER E. - Stability of suspensions. Proc.Roy.Soc., Edimbourg, I928, 49, I70.

- LAMOTTE M. - Initiation aux méthodes statistiques. I957.

- LEMAIRE A., LOEPER J. et HOUSSET E. - Méthode simple pour l'enregistrement de l'agglutination des hématies in vitro - Rev.d'Hémato., 5, I, I950, 7-I2.
- LEWI S. - Hématocrite et vitesse de sédimentation sanguine . Sem.Hôp.Paris, I954, 30, 3058.
- LEWI S. - Pouvoir agglomérant du P.V.P. et sédimentation des érythrocytes. Ann.Biol.Clin., I954, I2, 54.
- LLORY J. - Cinétique de la vitesse de sédimentation globulaire. Les principaux types de courbes obtenues par la méthode photoélectrique. C.R.Soc.Biol., I957, I5I, 2I63.
- LLORY J. - Appareillage pour la mesure automatique de la vitesse de sédimentation globulaire. C.R.Ac.Sc., I958, 246, 467.
- LLORY J. et BENEZECH C. - Cinétique de la sédimentation globulaire par procédé photoélectrique. Méthodes utilisées. Enregistrement automatique. J.Physiol., I958, 50859.
- LLORY J. et CALLIS A. - Effets sur la sédimentation globulaire de l'irradiation ultra-violette du plasma . C.R.Soc.Biol., I958, I52, I737.

- MANN E.D. - A clinical viscosimeter. Am.J.of clin.Path., I948, I8, 79.
- MARON S.H. - Types of flow and their measurement. Off.Dig. U.S.A., I960, 32, 424, 57I.
- MEYER K., HAENEL E. et FEINER R.R. - Experiments in erythrocyte sedimentation rate. Proc.Soc.Exp.Biol.and Med., I945, 58, 36.

- NGUYEN-NGOC-BICH - Etude de la vitesse de sédimentation sanguine en relation avec le pouvoir de diffusion de la lumière par le sang et les phénomènes de surface. Thèse Faculté de Médecine de Paris. I96I.

- NORTHROP J.H. and FREUND L. - Agglutination of red blood cells. J.Gen.Physiol., I924, 6, 603.
- NYGAARD K.K., WILDER M. and BERKSON J. - The relation between viscosity of the blood and the relative volume of erythrocytes. Am.J.Physiol., I935, II4, I28.

- OLROYD J.G. - Rheology of disperse systems. Nature, I957, I9.

- PIFFAUT C., DUHAMEL J., LECONTE, CAROFF J. et ROQUES J.C.- Enregistrement continu de la sédimentation du sang en présence de coagulents. Bull.Soc.Phar.Bordeaux, I960, 99, I44-I52.
- PIROFSKY B. - The determination of blood viscosity on man by a method based on Poiseuille's law. J.of Clin. Invest., I953, April.
- POISEUILLE J.L.M. - Recherches expérimentales sur les mouvements des liquides dans les tubes de très petits diamètres. Comptes-rend.Acad.de Sci., I840, II, 96I, I04I.
- POLONOWSKI M. et GAJDOS A. - Physiologie des globules rouges. E.Medico-chirurg.Paris.
- PONDER E. - Haemolysis. Progress in Biophysics. J.A., Churchill, London, I949, 5, 2.
- PONDER E. - Sedimentation. Red blood cells. Medical Physics ed.by Otto Glasser; the yearbook ed., Chicago, I955.
- PROTHERO J. and BURTON A.C. - The physics of blood flow in capillaries. Biophy.J., I96I, I, 7, 565.

- RICHARDSON - Dynamic of real fluid. London, Arnold, I950, II9.
- ROTHMAN M. - Ist das Poiseuille'sche Gesetz für Suspensionen gültig. Arch.f.d.ges.Physiol., I9I4, I55, 3I8.

- SANDRON C. - Methods of determining the form and dimensions of particules in solution. Progress in Biophysics, J.A.Churchill, London, 3, I9.
- SCHUSTER - Radiation through a foggy atmosphere. Astro-Physical J., I905, 2I.
- SELIGMAN A.M., FRANK H.A. et FINE J. - Traumatic shock XII Hemodynamic effects of alterations of blood viscosity in normal dogs and in dogs in shock. J.Clin.Invest., I946, 25, I.
- SELLARDS A.W. - Effect of heated serum on rouleaux formation of red blood corpuscules. Bull, Johns Hopkins Hosp., I908, I9, 27I.

- TANAKA Y. - On the relation between the size and the viscosity of the red cells. Japan J.Med.Sci., III, Proc. Sup.Physiol.Soc.Biophysics, I936, 4, II0.
- TIMCHENKO N.S. - La réaction de sédimentation et son rapport avec le nombre d'Erythrocytes. Clin.Med.S.S.S.R. I953, 3I, 5I.

- de VRIES A.J. - Rhéologie des émulsions. PERSOZ B., I960, I2, I99.

- WELLS R.E. and MERRILL E.W. - Shear rate dependence of the viscosity of whole blood and plasma. Sci., I96I, I33, 763.
- WESTERGREEN A. - Die seukungsreaktion: Allgemein-Klinische Ergebnine,Praktische Bedentung bei tuberculose, Ergebn.d.inn.Med.u.Kinderh., I924, 26, 577.
- WHITTAKER S.R.F. and WINTON F.R. - The apparent viscosity of blood flowing in the isolated hindlimb of the dog,

and its variations with corpuscular concentration. J.Physiol., I933, 78, 339.

- WINTROB M. and LANDSBERG W. - A standardized Technique for the blood sedimentation test. Am.J.Med.Sc., I935, I89, I02.

- ZIJLSTRA - Fundamentals and applications of clinical oxymetrie. Von Gorcum, Assen. Netherland.

==========